

Neurographische Untersuchungen am
nervus tibialis posterior mit
verschiedenen Methoden

Gerhard Pilz

1980

Aus der Neurologischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. A. Schrader

Neurographische Untersuchungen
am nervus tibialis posterior
mit verschiedenen Methoden

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnmedizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Gerhard Pilz

aus

Kaufbeuren

1980

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität
München

Berichterstatter: Prof. Dr. A. Schrader

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 9. April 1980



Meinen Eltern

GLIEDERUNG

1. Einleitung	1
1.1. Definition der Elektroneurographie	
1.2. Historischer Abriß der Entwicklung	
1.3. Klinische Bedeutung	
1.4. Fragestellung der Arbeit	
2. Methodik, Versuchsdurchführung und Auswertung	6
2.1. Apparatur	
2.2. Raum und Temperatur	
2.3. Auswahl der Versuchspersonen	
2.4. Experimentelle Versuchsdurchführung	
2.5. Auswertung und Statistik	
3. Ergebnisse	20
3.1. NLG bei gesunden Versuchspersonen	
3.2. Distale Latenzzeit	
3.3. Proximale Latenzzeit	
3.4. Residuallatenzzeit	
4. Diskussion und Vergleich unserer Ergebnisse mit denen anderer Autoren	43
5. Zusammenfassung	75
Literatur	



Digitized by the Internet Archive
in 2026

1. EINLEITUNG

1.1. Definition

Unter Elektroneurographie versteht man eine Untersuchungsmethode, die es erlaubt, pathologische Veränderungen der Leitfunktion des Nerven festzustellen. Durch elektrische Reizung des Nerven an einem geeigneten Ort, an dem der Nerv dicht unter der Hautoberfläche verläuft, er für einen elektrischen Reiz daher leicht zugänglich ist, und Ableitung des evozierten Muskelaktionspotentials (MAP) eines von dem Nerven innervierten Muskels kann man Aussagen über Erregbarkeit, Leitfähigkeit und vor allem über die Leitgeschwindigkeit (LG) der untersuchten Nervenfasern machen. Aus einer Störung dieser Leitfunktion und der Art und Größe der Störung lassen sich Rückschlüsse auf pathologische Veränderungen ziehen.

1.2. Historischer Abriß der Elektroneurographie

Nervenleitgeschwindigkeitsmessungen wurden erstmals in der Mitte des letzten Jahrhunderts durchgeführt, als es VON HELMHOLTZ (1844) gelang, die LG eines Nerven in einer Nerv-Muskel-Präparation vom Frosch zu bestimmen. Einige Jahre später (1852) gelang es wiederum VON HELMHOLTZ (zusammen mit BAXT), die Nervenleitgeschwindigkeit (NLG) am n. medianus des Menschen mit 61,0 m/sec ($\pm$ 5,1 m/sec) zu bestimmen. Um dieselbe Zeit wurden auch erste Messungen der sensiblen NLG durch VON HELMHOLTZ veröffentlicht; die Werte lagen bei 60 m/sec. Spätere Messungen, die von zahlreichen Autoren durchgeführt wurden, ergaben zum großen Teil allerdings Werte von ungefähr 30 m/sec für die motorische (mot.) NLG, neben Werten, die im Bereich der heute allgemein akzeptierten liegen.

1909 verbesserte PIPER die Methode dadurch, daß er erstmals das evozierte MAP zur NLG-Bestimmung verwendete an-

stelle der mechanischen Muskelzuckung. Großes Interesse an Messungen der Geschwindigkeit der Nervenimpulse entwickelte sich jedoch erst nach der Entwicklung des Kathodenstrahloszillographen. Ein großer Schritt vorwärts waren die Arbeiten von ERLANGER und GASSER, denen es gelang, gemischte Nerven in Gruppen von Fasern zu unterteilen, die durch unterschiedliche LG gekennzeichnet waren; auch fanden sie die Abhängigkeit der LG vom Faserdurchmesser. Die elektromyographische Ableitung nach Nervenreizung wurde 1941 von HARVEY und MASLAND in die Klinik eingeführt. 1948 schließlich betonten HODES und Mitarbeiter die klinische Bedeutung von NLG-Messungen. In ihrer Arbeit gaben sie eine einfache, auch in anderen Laboratorien leicht reproduzierbare Methode an und bestimmten die LG in regenerierenden Nervenfasern. Es folgten Untersuchungen anderer Autoren bei Krankheiten wie Polyneuritis, neuraler Muskelatrophie, Polyneuropathien idiopathischer wie toxischer oder stoffwechselbedingter Genese und bei umschriebenen Läsionen peripherer Nerven. Die Veränderungen der Nervenleitung mit zunehmendem Alter waren Gegenstand der Untersuchungen von WAGMAN und LESSE (1952) und NORRIS und Mitarbeitern (1953).

1.3. Klinische Bedeutung der NLG-Messungen

Es ist zwar nicht Aufgabe der vorliegenden Arbeit, pathologische Leitfähigkeitsveränderungen aufzuzeigen und zu beschreiben, dennoch halten wir es für nötig, kurz auf die klinische Bedeutung von NLG-Messungen einzugehen. Alle schädigenden Einflüsse und Erkrankungen der peripheren Nerven bewirken eine Verringerung der NLG, eine Zunahme wurde bisher nicht beobachtet (HOPF 1963). Man unterscheidet lokale und generalisierte, diffuse Veränderungen der Nervenleitung; entsprechend ist die Störung der Leitfunktion auf einen kleinen Abschnitt im Verlauf des

Nerven beschränkt, oder sie betrifft die gesamte Länge des peripheren Nerven.

Dieses teilweise erhebliche Absinken der LG kann - lokal oder generalisiert - mit elektroneurographischen Methoden leicht erfaßt werden. Zwei besondere Vorteile der Methode liegen darin, daß zum einen Störungen der Funktion eines oder mehrerer Nerven unter Umständen schon im Bereich der klinischen Latenz, also vor dem Auftreten klinischer Symptome, aufgedeckt werden können (z.B. bei toxischer Polyneuritis), und zum anderen eine genaue Lokalisation der pathologischen Veränderung (z.B. einer lokalen Druckschädigung) möglich ist (KLUG 1976). Mit Hilfe von ENG und klinischer Untersuchung wird man so in den meisten Fällen zur richtigen Diagnose kommen. Lokale Veränderungen finden sich z.B. bei den sogenannten Engpaßsyndromen, diffuse Störungen treten beispielsweise auf bei toxischen oder stoffwechselbedingten Polyneuropathien oder bei der neuronalen Muskelatrophie.

1.4. Fragestellung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich - wie schon gesagt - nicht direkt mit pathologischen Änderungen der mot. NLG. Um die Methode der Elektroneurographie für die klinische Anwendung brauchbar zu machen, ist es von besonderer Wichtigkeit, Wertebereich und unteren Grenzwert der Norm für die verschiedenen oberflächlich liegenden und einer elektroneurographischen Untersuchung daher leicht zugänglichen Nerven zu erhalten. Das umso mehr, als die gemessenen Werte relativ starke Schwankungen aufweisen, und die Abgrenzung von pathologischen und normalen Werten nicht immer leicht ist. Außerdem schwanken die Werte in Abhängigkeit von der jeweiligen Apparatur und Untersuchungstechnik (RODRIQUEZ & OESTER 1961). Die Aufgabe dieser Ar-

beit wird es also sein, unter Routinebedingungen der Klinik Wertebereich, Schwankungsbreite und unteren Grenzwert der mot. NLG für den n. tibialis post. zu bestimmen, um für die hier verwendete Technik verlässliche Werte zu erhalten, die ein möglichst sicheres Abgrenzen von normalen gegenüber pathologischen Werten der LG erlauben.

Die Versuche werden an 30 gesunden Probanden durchgeführt. Wir wählten zur Untersuchung jeweils das rechte Bein und nahmen auf die Händigkeit der Probanden keine Rücksicht. Manche Autoren fanden zwar geringe Unterschiede zwischen dominanter und nicht dominanter Seite (am Arm), was aber andere Autoren nicht bestätigten (HOPF 1974, KAESER 1970). Getestet wird der n. tibialis post., die Ableitung erfolgt vom m. flexor hall. brev., und zwar sowohl mit Oberflächen- (OF) als auch mit koaxialen Nadelelektroden (NE), um festzustellen, ob dem Patienten die Unannehmlichkeit des Nadeleinstiches zugemutet werden muß, oder ob sich durch Oberflächenableitung die gleichen verlässlichen Werte ergeben.

Weiterhin sollen die distale (dist.) Latenzzeit bei Oberflächen- und Nadelableitung (O- bzw. N-Ableitung) verglichen, und Werte für gesunde Versuchspersonen bestimmt werden. Die dist. Latenzzeit dient zur Beurteilung der distalen Abschnitte eines Nerven, gibt es doch Erkrankungen, die vorallem diesen Bereich betreffen. Dabei reizt man den Nerven am dist. Reizpunkt und leitet das MAP ab. Die Zeit zwischen Reizeinbruch und Beginn der Muskelantwort ist die dist. Latenzzeit.

Eine andere Größe haben HODES et al (1948) eingeführt, nämlich den Begriff der "residual latency". Sie verstehen darunter die Differenz aus der dist. Latenzzeit und der Zeit, die sich ergibt, wenn man annimmt, daß sich der Impuls vom dist. Reizpunkt bis zum Muskel mit der gleichen Geschwindigkeit fortpflanzt, wie in dem Abschnitt proxi-

mal des dist. Reizortes. Diese Differenz erlaubt Aussagen über die Verlangsamung der Impulsleitung im dist. Nervenabschnitt und über die Verzögerung bei der Impulsübertragung an der Endplatte (HODES et al 1948, HOPF 1963 und 1974, KAESER 1970, KAPLAN 1976). Auch für die Residuallatenz sollen in dieser Arbeit Vergleichswerte bei Gesunden bestimmt werden, ferner ob sich Unterschiede in Abhängigkeit von der Art der Ableitung ergeben.

2. METHODIK, VERSUCHSDURCHFÜHRUNG und AUSWERTUNG

2.1. Apparatur

Elektroden

Zur Stimulation des Nerven verwendeten wir handelsübliche bipolare OF vom Typ DISA 13K62. Es handelt sich dabei um zwei runde, in einen Kunststoffblock eingelassene Plättchen aus Silber, die einen Durchmesser von 6 mm haben. Sie sind mit einem dünnen Filzplättchen überzogen und haben einen Abstand von 25 mm voneinander (von Mittelpunkt zu Mittelpunkt gemessen). Diese bipolare Reizung soll verlässlichere Ergebnisse bringen als die unipolare, bei der die runde Kathode direkt über dem Nerv angebracht wird, während die Anode normalerweise auf der Gegenseite der Extremität liegt (HOPF 1963). Plaziert werden die Elektroden direkt über dem Nervenstamm an einer Stelle, wo der Nerv dicht unter der Hautoberfläche verläuft, und er daher mit relativ geringen Reizstärken erregbar ist. Kleinere Seitwärtsverschiebungen bedingen keine nennenswerten Veränderungen in der Leitzeit des Impulses, lediglich die Schwellenintensität kann ansteigen (HENRIKSON 1956). Beim n. tibialis bieten sich zwei solche Reizorte an, und zwar ein proximaler in der Mitte der fossa poplitea und ein distaler direkt hinter dem malleolus medialis. Zur Reizung werden die Filzplättchen mit einer im Handel erhältlichen Elektrodenpaste (ein Salzgel) beschichtet, um eine bessere Leitfähigkeit der Haut zu erzielen. Diese erzielt man ferner durch sorgfältige Reinigung des Reizortes. Wir verwendeten dazu saugfähige Papiertücher; viele andere Autoren (EICHLER 1937, GASSEL 1964, GASSEL & TROJABORG 1964, RODRIQUEZ & OESTER 1961, TROJABORG 1964) entfetten die Haut zusätzlich mit Äther, um sicherzugehen, supramaximale Stimuli zu applizieren. Unseren Erfahrungen nach war dies jedoch nicht nötig, wahrschein-

lich, weil wir gesunde Versuchspersonen untersuchten, bei denen die Erregbarkeit des Nerven nicht pathologisch herabgesetzt war. Trotzdem kann es natürlich in besonders gelagerten Fällen (ungünstige anatomische Voraussetzungen wie z.B. dicke Fettpolster, pathologische Veränderungen) nötig sein, die Leitfähigkeit der Haut zu vergrößern durch sorgfältiges Entfetten und Abschmiegeln der Hornschicht, ferner durch Aufrauen der Haut zur Steigerung der Durchblutung (EICHLER 1937, GASSEL & TROJABORG 1964, GREGERSEN 1967, HOPF 1974, MAVOR & ATCHESON 1966, TROJABORG 1964). Eventuell sind zur Reizung sogar NE indiziert, die in die Nähe des Nervenstammes eingestochen werden (HOPF 1963 und 1974, KAESER 1970, MAYER 1963).

Zur Aufzeichnung der MAP verwendeten wir sowohl OF als auch NE.

Die OF waren rechteckige Silberplättchen mit 12 und 6 mm Seitenlänge und 1,5 mm Dicke. Sie wurden - mit Elektrodenpaste beschichtet - nebeneinander über dem Muskelbauch mit einem Klebeband befestigt, nachdem die Ableitstelle vorher in gleicher Weise wie die Reizstelle gereinigt worden war (siehe oben). Wir wählten also nicht die klassische belly-tendon-Ableitung (HOPF 1974, RODRIQUEZ & OESTER 1961, WYRICK & DUNCAN 1970), bei der die differente Ableitelektrode über dem Muskelbauch, und die indifferente Elektrode über der distalen Sehne des untersuchten Muskels liegt. Die Wahl unserer Ableitung dürfte aber keinen Einfluß auf die Ergebnisse haben, da wir für unsere Messungen lediglich den Anfang ("take-off") des MAP benötigten, also den Beginn der Muskelzuckung, der von der Ableitmethode natürlich unabhängig ist. Lediglich die Potentialform (für unsere Messungen aber unwichtig) ist weniger reproduzierbar, was Form, Amplitude und Dauer anbelangt (KAESER 1970).

Zur N-Ableitung verwendeten wir koaxiale NE von 42 mm Länge und 0,65 mm Durchmesser. Dabei befindet sich in einer Stahlkanüle (indifferente Elektrode) ein mit Araldit isolierter Platindraht, der als differente Elektrode dient. Die Elektrode wird in den Muskelbauch eingestochen, und so von intramuskulär das MAP abgeleitet.

Der Muskel, über dem, bzw. aus dem abgeleitet wurde, war der m. flexor hall. brev., der vom n. tibialis post. innerviert wird, und von den meisten Autoren zur Testung des n. tibialis herangezogen wird.

Zur Erdung diente uns eine handelsübliche Erdungselektrode, die vor dem Anlegen angefeuchtet wurde. Diese Elektrode hat wichtige Aufgaben. Sie dient:

1. dazu, äußere elektrische Einflüsse (Umweltfelder) auszuschließen, zumindest aber stark abzuschwächen (Stromnetz, Geräte etc. sollten auch geerdet sein (EICHLER 1937)),
2. soll sie Reizeinbrüche in die Ableitung, und damit nicht auswertbare, weil vom Reizartefakt überlagerte MAP verhindern (GILLIATT 1961, KAESER 1970, LÁHODA 1973).

Wir legten die Erdungselektrode um den Unterschenkel und veränderten ihre Lage auch bei der dist. Reizung (am Fußgelenk) nicht, obwohl die Lage zwischen Reiz- und Ableit-elektroden günstiger sein soll (EDEL 1973, MAYNARD & STOLOV 1972, WYRICK & DUNCAN 1970). Die Oszillogramme waren aber immer eindeutig auszuwerten, sodaß die von uns gewählte Lage der Erdungselektrode bei den Messungen keine Fehlerquelle darstellte. Trotzdem kann es bei pathologischen Verringerungen der Erregbarkeit, und daher nötigen höchsten Reizstärken, besser sein, die Erdung bei dist. Reizung am Fußrücken zu plazieren, wenn die Aktionspotentiale nicht klar abgesetzt sind, und Reizeinbrüche in die Ableitung vorkommen.

Reizgerät und Latenzzeitmessung

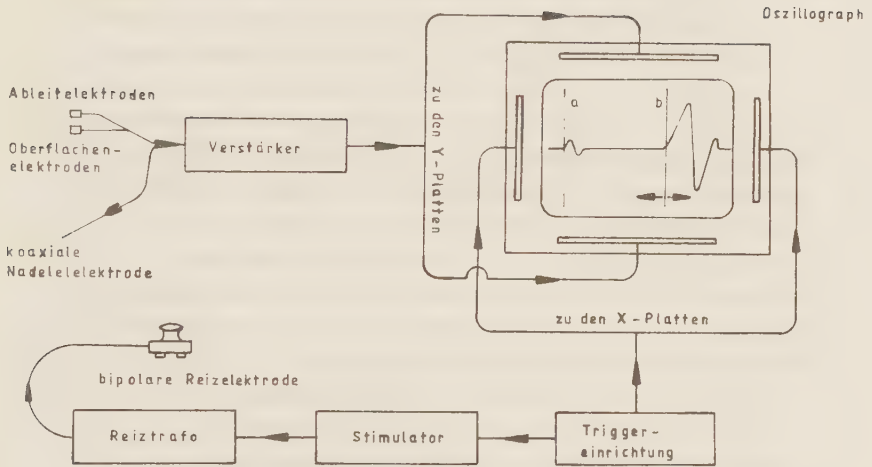


Abb. 1: Schematischer Aufbau eines Elektromyographen

Zur Aufzeichnung der MAP diente uns ein DISA-Elektromyograph vom Typ 14A11. Der schematische Aufbau ist aus Abb.1 zu entnehmen. Die von den Ableitelektroden kommenden Impulse werden durch einen Verstärker mit geeignetem Frequenzbereich verstärkt und mit den Y-Platten eines Kathodenstrahloszillographen verbunden. Die Y-Verstärkung muß dabei in geeigneter Weise gewählt werden; man hat darauf zu achten, daß der take-off des Aktionspotentials deutlich und klar festzulegen ist, da er für die Auswertung wichtig ist. Der Kipp (X-Ablenkung) kann nach den Erfordernissen über die Triggereinrichtung geregelt werden. Man stellt den Kipp zweckmäßigerweise immer so ein, daß einerseits Reizartefakt, die Latenz zwischen Reizartefakt und Muskelantwort und das gesamte MAP auf dem

Oszillographenschirm sichtbar sind, andererseits aber eine möglichst große Entfernung zwischen Reizartefakt und take-off des Potentials erreicht wird. Der Reiz, d.h. der Beginn des Reizartefaktes, wird so gesteuert, daß sein Beginn mit einer senkrechten Markierung auf dem Oszillographen zusammenfällt (Linie a des Oszillographen in Abb. 1). Früher war man in der Regel darauf angewiesen, die Oszillogramme photographisch auszuwerten (ROGOFF & REINER 1961). Unser Elektromyograph besaß dagegen eine sehr bequeme Latenzzeitmeßvorrichtung, die ein sofortiges Ablesen der Latenzzeit auf einem Digitalinstrument ermöglichte. Der Reizbeginn fiel, wie schon erwähnt, mit einer senkrechten Markierung auf dem Bildschirm zusammen. Eine zweite verschiebbare Markierung (Linie b in Abb. 1) konnte jeweils auf den Beginn der Reizantwort gestellt werden, und die Latenzzeit in msec auf dem Digitalinstrument abgelesen werden.

Die Reize wurden von einem Reizgenerator geliefert, der die Impulse über einen Reiztransformator (kleinerer Reizartefakt (EDEL 1973, HOFF 1974)) an die Elektroden abgab. Bei den Reizen handelte es sich um Rechteckimpulse mit sehr raschem Anstieg und einer Dauer von 0,1 msec. Diese kurzen Impulse sind nötig, um eine möglichst genaue Festlegung des Zeitpunktes der Erregung zu erreichen, was bei längeren Reizen von 0,5 bis 1,0 msec nicht mehr exakt gelingt, für unsere NLG-Messungen aber unbedingt nötig ist. Die Amplitude der Reize war durch einen Drehknopf zwischen 0 und 500 V regelbar, der maximale Reizstrom betrug 90 mA.

NLG-Bestimmungen muß man stets mit supramaximalen Stimuli durchführen, um sicherzugehen, daß alle Nervenfasern - auch die mit der höchsten Schwelle - erregt werden. HODES und Mitarbeiter (1965) haben nämlich festgestellt, daß bei submaximaler Reizung der peripheren Nerven zuerst die

langsamen Axone erregt werden. Um also sicherzugehen, daß keine zu kleine NLG gemessen wird, ist eine supramaximale Reizung nötig. Dabei sollte man die maximale Reizstärke (von dieser Reizstärke an ist keine Zunahme in der Amplitude des MAP mehr festzustellen, da alle mot. Einheiten erregt sind) um 50% (HOFF 1974) überschreiten (nach SIMPSON 1964 um mindestens 30%, nach JOHNSON & OLSEN 1960 um etwa 20 - 30%; BETTS et al 1976 halten nur 10% größere Stimuli für ausreichend).

Um eine klinisch leicht reproduzierbare Reizmethode zu erhalten, drehten wir bei der Reizung, bei der wir die Messung durchführten, einfach den Stimulator auf fast maximale Reizstärke. Dabei achteten wir nur gelegentlich darauf, daß supramaximale Stimuli appliziert wurden, was bei den Reizstärken, die wir verwendeten, und da wir gesunde Personen untersuchten, aber immer zu erwarten war.

2.2. Raum und Temperatur

Alle Versuche wurden in demselben Raum durchgeführt, um gleiche Bedingungen für alle Versuchspersonen zu haben. Die Temperatur war annähernd konstant und lag bei 24-25°C. Das war nicht unwichtig für unsere Untersuchung, da die NLG mit Temperaturabfall in der Nähe des Nerven um 1°C um 2,4 m/sec abnimmt (HENRIKSEN 1956) und zwar fast linear im Bereich von 29-38°C.

Nach LÁHODA (1973) sollte die Hauttemperatur über der untersuchten Extremität mindestens 34°C betragen. Wir nahmen aber keine Temperaturmessungen und -korrekturen vor (wie z.B. SKILLMAN et al 1961 und SKORPIL 1965), da diese recht umständlich sind, und unsere Methode ja Routinecharakter haben sollte. Die einzelnen Versuche dauerten außerdem nicht lange, da wir sie zu zweit vornahmen, allerdings achteten wir stets darauf, daß die Probanden erst kurz vor der Untersuchung Schuhe und Strümpfe ableg-

ten, wenn mehrere Personen hintereinander untersucht wurden.

2.3. Auswahl der Versuchspersonen

Wir führten unsere Untersuchungen an 30 klinisch gesunden Versuchspersonen durch. Erkrankungen waren zum Zeitpunkt des Versuches bei keinem der Probanden manifest, der Allgemeinzustand war bei allen Personen einwandfrei. Getestet wurden 23 Männer und 7 Frauen. Eine getrennte Auswertung hielten wir nicht für nötig, da LG-Unterschiede zwischen Männern und Frauen nicht eindeutig bewiesen sind (HOFF 1974), und wenn sie vorliegen, nur minimal sind (GREGERSEN 1967 erhielt für Frauen 51,4 m/sec und für Männer 48,2 m/sec). Das Alter der Versuchspersonen lag zwischen 22 und 38 Jahren, nur ein Proband war älter (54 Jahre). Die Altersverteilung ist aus Abb. 2 ersichtlich.

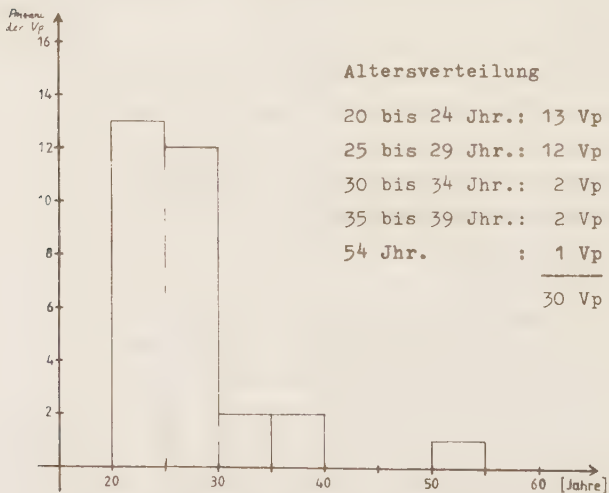


Abb. 2: Altersverteilung der Versuchspersonen in unseren Messungen

2.4. Experimentelle Versuchsdurchführung

Zur Versuchsdurchführung lag die Versuchsperson in Rückenlage entspannt auf einer Liege. Das rechte Bein war bis oberhalb des Knies freigemacht und angewinkelt, beide Reizpunkte waren so leicht zugänglich. Manche Autoren reizen den n. tibialis bei Bauchlage der Versuchsperson, wir wählten die Rückenlage wegen der größeren Bequemlichkeit für die Probanden. Zum anderen hatten diese dadurch Gelegenheit, den Versuchsablauf und die Zeitmessung auf dem Kathodenstrahloszillographen zu verfolgen.

Zuerst wurde die angefeuchtete Erdungselektrode am Unterschenkel angelegt, anschließend die mit Elektrodenpaste beschichteten Silberplättchen zur O-Ableitung über dem Muskelbauch (= Endplattenzone des Muskels) mittels eines Klebebandes fixiert. Diese dürfen sich bei Bewegungen des Fußes nicht verschieben. Die günstigste Stelle zur Ableitung findet man recht einfach, wenn man den Probanden Bewegungen mit der großen Zehe machen läßt (ein Umlagern der Ableitelektroden wegen eines ungenügenden MAP ist danach nur ganz selten nötig). Die Stelle der Ableitung war vorher sorgfältig gereinigt worden, um eine Abschwächung der fortgeleiteten Muskelantwort durch Fett oder Schweiß zu vermeiden, ferner markierten wir sie mit einem Filzschreiber.

Der nächste Schritt war das Placieren der Reizelektroden am dist. Reizpunkt, nachdem auch dieser sorgfältig gereinigt worden war. Dazu legten wir die mit Elektrodenpaste beschichteten Reizelektroden parallel über dem n. tibialis post. hinter dem malleolus med. an, und zwar so, daß die Reizkathode distal lag. Die Elektroden wurden mit der Hand am Reizort festgehalten.

Nun wurde am Gerät eine geeignete Y-Verstärkung und der geeignete Kipp eingestellt. Das bereitete am Anfang manchmal Schwierigkeiten, mit Fortschreiten der Versuchsreihe

gelang es uns aber immer öfter, auf Anhieb die richtigen Werte zu wählen. Man hat dabei auf das oben schon Gesagte zu achten.

Anschließend drehten wir den Stimulatorknopf auf. Dabei sollte man langsam vorgehen, um die Versuchsperson nicht allzu sehr zu erschrecken, ist die elektrische Reizung doch mit einem gewissen Unbehagen verbunden. Wenn man nun lediglich kleine MAP mit unklarem take-off erhält, empfiehlt es sich, die Reizelektroden etwas zu verschieben, da sie offensichtlich nicht über dem Nervenstamm liegen. In seltenen Fällen kann auch einmal ein Umlagern der Ableitelektroden günstig sein. Bei großem Reizartefakt mit Einbruch in die Ableitung empfiehlt KAESER (1970), die Erdung besser zwischen Reiz und Ableitung zu legen, unter Umständen ist auch ein Entfetten und Abwischen des Schweißes von der Oberfläche der Extremität mittels Äther oder Seife angebracht. Wir erreichten jedoch immer ein gutes, klar abgesetztes und deutlich auswertbares Aktionspotential, lediglich die günstigste Reizstelle war nicht immer gleich aufzufinden, auch der Kipp und die Y-Verstärkung mußten jetzt noch bisweilen geändert werden. Hatten wir ein optimal auswertbares Oszillographenbild erreicht, führten wir in der oben beschriebenen Weise die Latenzzeitmessung durch und notierten den erhaltenen Wert. Abschließend wurde die Reizstelle markiert, und zwar an der Stelle der Reizkathode (dist. Elektrode). Bei der Latenzzeitmessung bei proximaler Reizung in der fossa poplitea gingen wir im Prinzip genauso vor, nur die Kippgeschwindigkeit mußte verringert werden, wegen der längeren Laufzeit des Impulses bis zur Auslösung der Muskelantwort. Der erhaltene Wert wurde ebenfalls notiert, und die Lage der Reizkathode markiert. Diese Messungen führten wir jeweils zweimal durch, wobei wir bei der Wiederholung an den zuerst markierten Stellen

reizten.

Nun folgten als zweite Meßreihe die Werte bei N-Ableitung. Dazu wurden die OF entfernt und die Ableitstelle sorgfältig von der Elektrodenpaste gereinigt. Nach Desinfektion der Einstichstelle mit einem Alkoholläppchen wurde die sterilisierte Nadel an der beim ersten Versuch markierten Stelle möglichst senkrecht in den Muskelbauch eingestochen (ungefähr 1 bis 1,5 cm tief). Auch sie darf ihre Lage bei Bewegungen des Fußes nicht verändern. Zur Überprüfung der Lage führten die Versuchspersonen Kontrollbewegungen aus, während die Muskelpotentiale auf dem Bildschirm beobachtet wurden. Kleinere Lagekorrekturen der Nadel wurden, wenn nötig, jetzt vorgenommen. Der Ablauf der Versuche war nun der gleiche wie bei O-Ableitung. Auch hier erhielten wir vier Werte: zwei bei distaler, zwei bei proximaler Reizung. Abschließend wurde die NE entfernt. Da beim Herausziehen gelegentlich kleinere Blutungen vorkommen, empfiehlt es sich, ein Pflaster bereitzuhalten.

Wir benötigten nun noch die Länge des Nerven zwischen den beiden Reizpunkten. Da diese nicht direkt festgestellt werden kann, mißt man sie, indem man auf der Hautoberfläche ein Maßband anlegt, das in etwa dem Verlauf des Nerven folgt. Zweckmäßigerweise nimmt die Extremität beim Abmessen der Länge die gleiche Stellung ein, wie bei der Latenzzeitmessung, außerdem sollte die Haut nicht verschoben werden. Die Unterschiede zwischen tatsächlicher Länge des Nerven und an der Oberfläche gemessenen Werten sind bei sorgfältigem Vorgehen gering. (ungefähr 0,5 cm nach HOPF 1974 und SIMPSON 1964).

Im Schnitt applizierten wir pro Messung 6 bis 8 Reizim-

pulse: ungefähr 3 benötigten wir, um die beste Lage der Stimulationselektrode zu finden, meist 2 um die geeignete Verstärkung der Y-Achse einzustellen (deutliches Aktionspotential, klares Abheben der Muskelantwort von der Grundlinie), und 2 bis 3, um die Markierungslinie exakt einzustellen.

Wir wählten eine Reizfrequenz von einem Impuls pro Sekunde, um nicht immer manuell reizen zu müssen. Für die NLG ist die Frequenz der Impulse aber natürlich unbedeutend und bringt keine Veränderung der Werte (die Frequenz spielt aber bei der Testung der Endplatte z.B. bei Myasthenia gravis eine Rolle).

2.5. Auswertung und Statistik

Wir führten jede einzelne Messung (außer den Längenmessungen) zweimal durch, um den zufälligen Fehler (Ableseungenauigkeiten, ungenaue Einstellung) zu verkleinern. Aus den beiden Werten bildeten wir den Mittelwert, den wir bei der folgenden Auswertung verwendeten. Wir hatten also jetzt 5 Werte pro Versuchsperson notiert: zwei Latenzzeitwerte bei O-Ableitung (je einen bei dist. und prox. Reizung) und zwei bei intramuskulärer N-Ableitung (auch jeweils einer bei dist. und prox. Stimulation), ferner die Länge des Nerven zwischen prox. und dist. Reizkathode.

Nervenleitgeschwindigkeit

Die Geschwindigkeit ist definiert als Quotient aus Weg durch Zeit. Dementsprechend ergibt sich für die NLG folgende Formel:

$$NLG = \frac{\text{bestimmte Strecke eines Nerven}}{\text{Zeit, die ein Nervimpuls dafür benötigt}}$$

Es wäre aber falsch, zur Berechnung der NLG die Zeit vom Beginn des Reizartefaktes bis zum Beginn des MAP zu wäh-

len. Diese Zeit setzt sich nämlich aus vier Komponenten zusammen (HOPF 1963 und 1974, KAESER 1970, MAVOR & LIBMAN 1962):

1. die Nutzzeit von ungefähr 0,1 msec, die der Reiz benötigt, um eine fortgeleitete Erregung im Nerven zu erzeugen (KUFFLER 1948),
2. die echte Leitzeit (die wir bestimmen wollen),
3. die Zeit, die für die Impulsleitung im Endabschnitt des Neuriten verloren geht, da hier eine Myelinscheide fehlt, und die LG dementsprechend viel geringer ist (ungefähr 0,5 msec nach KUFFLER 1948), und
4. die neuromuskuläre Übertragungszeit von ungefähr 1,0 msec (HOPF 1974: ~1,0 msec; KUFFLER 1948: 0,5 - 0,9 msec; NORRIS et al 1952: 0,5 - 1,0 msec; SKORPIL 1965: <1,0 msec).

Es gibt nun eine einfache Methode, die Komponenten 1, 3 und 4, die das Ergebnis verfälschen würden, zu eliminieren. Dazu reizt man an zwei verschiedenen Punkten im Verlauf des Nerven, die möglichst weit auseinander liegen (dadurch wird der Fehler bei der Bestimmung der Latenzzeit und der Wegstrecke relativ kleiner!). Durch Subtraktion der Latenzzeiten, die sich vom Beginn des Reizartefaktes bis zum Beginn des MAP ergeben, erhält man die Leitzeit zwischen den beiden Reizorten (in unserer Arbeit zwischen fossa poplitea und malleolus med.). Dies ist die reine Leitzeit, frei von den anderen Faktoren, die in beiden Messungen gleich enthalten sind und sich bei der Subtraktion daher eliminieren. Die Nervstrecke zwischen den beiden Reizorten erhält man durch Abmessen. Als exakte Formel zur Bestimmung der NLG ergibt sich somit:

$$NLG \text{ (m/sec)} = \frac{s \text{ (mm)}}{t_{\text{prox}} - t_{\text{dist}} \text{ (msec)}}$$

s = Nervenlänge zwischen dist. und prox. Reizkathode
 t_{prox} = Latenzzeit bei prox. Reizung (prox. Latenzzeit)
 t_{dist} = Latenzzeit bei dist. Reizung (dist. Latenzzeit)

Es muß noch betont werden, daß wir mit dieser Methode jeweils die LG der schnellsten mot. α -Fasern bestimmen, da wir bei t_{prox} und t_{dist} jeweils die Zeit vom Reizartefakt bis zum Beginn der Muskelantwort nehmen. Zu diesem Zeitpunkt sind nämlich erst die Muskelfasern aktiv, die von den schnellsten Nervenfasern erregt werden. Eine Aussage über langsamere Nervenfasern ist mit dieser Methode nicht möglich, da die Entladungen ihrer Muskelfasern von den schnelleren überlagert werden.

Als erstes wollen wir bei der Auswertung also die NLG, die sich bei O- und bei N-Ableitung ergeben, berechnen und die Mittelwerte und Wertebereiche bestimmen, um für unser Labor und für unsere Ausrüstung gültige Werte bei Gesunden zu erhalten. Danach soll untersucht werden, ob sich Unterschiede bei den Werten der einzelnen Ableitmethoden ergeben. Zusätzlich soll mit Hilfe des WILCOXON-Tests (Vergleich zweier abhängiger Stichproben) untersucht werden, ob die Unterschiede signifikant sind, ob also eine der beiden Ableitmethoden signifikant größere LG ergibt als die andere, was man bei der Beurteilung von Ergebnissen beachten müßte.

Distale (t_{dist}) und proximale (t_{prox}) Latenzzeit
Das im vorhergehenden Absatz Gesagte gilt auch für die dist. Latenzzeit, der Zeit also, die der am malleolus gesetzte Reiz benötigt, um eine Muskelzuckung auszulösen. Zuerst sollen anhand von Tabellen und Abbildungen die Vergleichswerte für gesunde Versuchspersonen dargestellt werden, und zwar jeweils für O- und N-Ableitung getrennt. An-

gegeben werden jeweils die Latenzzeiten in msec. Es hat hier keinen Sinn, Geschwindigkeiten zu berechnen, da sich die Leitzeiten, wie schon erwähnt, neben der echten Leitzeit (die von der NLG abhängt) aus drei weiteren, teils nicht unbedeutenden Komponenten zusammensetzen. Anschließend folgt die Gegenüberstellung der Werte bei N- und O-Ableitung. Es soll untersucht werden, ob sich Unterschiede in Abhängigkeit von der Art der Ableitung ergeben. Zur statistischen Sicherung wurde auch hier der WILCOXON-Test verwendet.

Bei der Auswertung der Ergebnisse für die prox. Latenzzeit wird genauso vorgegangen. Auch hier sollen die gemessenen Werte zunächst getrennt aufgeführt werden, anschließend werden sie gegenübergestellt, und ihre statistische Signifikanz getestet.

Residuallatenz (t_{res}), (residual latency: HODES 1948)
Die theoretische Größe der Residuallatenzzeit hat bisher noch kaum klinische Bedeutung erlangt, obwohl sie bei Neuropathien oft deutlich vergrößert ist (HODES et al 1948, KAPLAN 1976). Trotzdem haben wir die Werte rechnerisch bestimmt nach der Formel:

$$t_{res} = t_{dist} - \frac{s_d}{NLG}$$

s_d = Entfernung dist. Reizpunkt-Ableitelektrode,

um auch hier eine Größenordnung der Werte bei gesunden Versuchspersonen in Abhängigkeit von der Art der Ableitung festlegen zu können. Eine Gegenüberstellung der Ergebnisse bei den beiden Ableitarten mit WILCOXON-Test wird angeschlossen.

3. ERGEBNISSE

Die Ergebnisse sind nur in Form von Tabellen und Abbildungen aufgeführt, auf eine ausführliche Beschreibung verzichteten wir. Soweit nötig, wird in der Diskussion auf einige Ergebnisse näher eingegangen.

Gliederung:

3.1. NLG bei gesunden Versuchspersonen

Ergebnisse bei N- und O-Ableitung, Gegenüberstellung
und statistische Auswertung
(Tab. 1-3; Abb. 3-7)

3.2. Distale Latenzzeit bei gesunden Versuchspersonen

Ergebnisse bei N- und O-Ableitung, Gegenüberstellung
und statistische Auswertung
(Tab. 1,2,4; Abb. 8-10)

3.3. Proximale Latenzzeit bei gesunden Versuchspersonen

Ergebnisse bei N- und O-Ableitung, Gegenüberstellung
und statistische Auswertung
(Tab. 1,2,5; Abb. 11-13)

3.4. Residuallatenzzeit bei gesunden Versuchspersonen

Ergebnisse bei N- und O-Ableitung, Gegenüberstellung
und statistische Auswertung
(Tab. 6; Abb. 14-16)

Tabelle 1

Vp	Alter Geschl.	t_{dist}^* (msec)	t_{prox}^* (msec)	Δt_{OF} (msec)	s_d $s_p = s_p - s_d$ (mm)	NLG _{OF} (m/sec)
1	24 m	4,0 3,9	12,9 12,5	8,7	140 545	405 46,6
2	22 m	5,0 4,5	12,8 12,2	7,7	150 570	420 54,5
3	24 m	5,3 5,2	14,6 14,4	9,2	145 575	430 46,7
4	23 m	4,4 3,9	13,0 12,5	8,6	135 520	385 44,8
5	23 w	4,8 4,5	10,7 10,8	6,1	115 520	405 66,4
6	24 w	4,3 4,7	11,9 11,5	7,2	120 490	370 51,4
7	27 w	5,1 4,5	13,1 13,7	8,6	135 555	420 48,8
8	27 m	5,8 5,6	11,5 11,5	5,8	135 565	430 74,1
9	24 m	4,7 4,6	12,8 12,8	8,1	140 620	480 59,3
10	23 m	4,6 4,6	13,7 13,5	9,0	140 570	430 47,8
11	28 w	5,9 5,6	13,9 12,5	7,4	130 525	395 53,4
12	25 w	5,2 5,2	14,1 14,4	9,1	130 550	420 46,2
13	25 m	5,9 6,9	16,1 16,9	10,1	135 570	435 43,1
14	25 m	5,3 5,5	15,1 15,4	9,9	150 570	420 42,4
15	27 m	5,8 5,7	14,9 15,9	9,6	150 585	435 45,3
16	25 m	7,0 7,2	15,6 15,8	8,6	175 615	440 51,2
17	23 m	5,2 5,1	13,3 13,7	8,3	155 575	420 50,6
18	28 m	4,6 4,3	11,9 12,0	7,5	135 515	380 50,7

Vp	Alter Geschl.	t_{dist} (msec)	t_{prox} (msec)	Δt_{OF} (msec)	s_d s_p (mm)	$s = s_p - s_d$ (mm)	NLG _{OF} (m/sec)
19	26 m	7,1 7,1	17,6 17,4	10,4	150 600	450	43,3
20	25 m	7,3 7,2	13,0 13,2	5,9	150 575	425	72,0
21	22 m	7,3 7,4	16,8 14,2	8,1	150 570	420	51,9
22	23 m	6,9 7,1	13,2 13,4	6,3	165 625	460	73,0
23	22 m	6,6 6,3	13,0 12,1	6,3	150 570	420	66,7
24	54 w	5,6 5,4	14,2 13,8	8,6	140 510	370	43,0
25	22 m	4,5 4,4	13,6 13,7	9,2	160 640	480	52,2
26	34 m	4,0 4,9	14,6 13,4	9,1	150 600	450	49,5
27	33 m	5,4 5,3	14,9 14,4	9,4	130 570	440	46,8
28	26 m	4,6 4,7	13,9 13,2	8,9	140 565	425	47,8
29	38 m	4,4 4,5	13,7 13,1	8,9	145 565	420	47,2
30	37 w	4,5 4,4	12,2 12,3	7,9	125 505	380	48,1
Mittelwert		5,4	13,7				52,2
± Standardabw.		± 0,99	± 1,50				± 9,2 (30 Werte)

*jeweils zwei Messungen
und Mittelwert

Maximale LG der mot. Fasern des n. tibialis post. bei Ab-
leitung mit OF vom m. flexor hall. brev.

t_{dist} , t_{prox} = distale bzw. proximale Latenzzeit

$\Delta t_{OF} = t_{pOF} - t_{dOF}$ = Zeit, die der Impuls für die Strecke s
benötigt

s_d (s_p) = Entfernung dist. (prox.) Reizpunkt-Ableitelektrode

s = Entfernung zwischen beiden Reizpunkten

Tabelle 2

Vp	Alter Geschl.	t_{dist}^* (msec)	t_{prox}^* (msec)	Δt_{NE} (msec)	s_d $s_p = s_p - s_d$ (mm)	NLG_{NE} (m/sec)
1	24 m	5,2 5,2	13,6 13,9	8,6	140 545	405 47,1
2	22 m	5,7 6,1	9,7 9,0	3,5	150 570	420 120,0
3	24 m	5,0 5,0	14,5 14,9	9,7	145 575	430 44,3
4	23 m	4,3 4,0	13,9 13,5	9,5	135 520	385 40,5
5	23 w	4,9 4,9	9,9 12,0	6,1	115 520	405 66,4
6	24 w	4,0 4,9	11,6 12,6	7,6	120 490	370 48,7
7	27 w	6,2 5,6	12,5 11,4	6,1	135 555	420 68,9
8	27 m	5,5 5,0	11,9 9,6	5,5	135 565	430 78,2
9	24 m	5,2 5,7	12,2 12,7	7,0	140 520	480 68,2
10	23 m	4,4 4,7	12,9 13,6	8,7	140 570	430 49,4
11	28 w	4,4 4,3	13,0 13,3	8,8	130 525	395 44,9
12	25 w	6,4 6,4	15,0 15,4	8,8	130 550	420 47,7
13	25 m	7,2 7,4	17,6 16,6	9,8	135 570	435 44,4
14	25 m	6,2 6,4	15,8 15,7	9,5	150 570	420 44,2
15	27 m	6,2 6,3	14,5 15,9	8,9	150 585	435 48,9
16	25 m	7,2 7,6	17,0 17,7	10,0	175 615	440 44,0
17	23 m	5,8 5,7	14,5 14,4	8,7	155 575	420 48,3
18	28 m	4,9 5,0	13,1 13,2	8,2	135 515	380 46,3

Vp	Alter Geschl.	t_{dist}^* (msec)	t_{prox}^* (msec)	Δt_{NE} (msec)	s_d s_p (mm)	$s = s_p - s_d$ (mm)	NLG _{NE} (m/sec)
19	26 m	7,2 6,7	16,0 16,8	9,4	150 600	450	47,9
20	25 m	7,3 7,1	14,4 13,9	7,0	150 575	425	60,7
21	22 m	7,2 6,8	15,0 15,1	8,1	150 570	420	51,9
22	23 m	5,7 5,4	15,1 15,0	9,5	165 625	460	48,4
23	22 m	5,6 5,7	15,6 13,1	8,7	150 570	420	48,3
24	54 w	5,7 5,7	14,8 15,2	9,3	140 510	370	39,8
25	22 m	5,0 5,0	14,6 14,3	9,5	160 640	480	50,5
26	34 m	6,0 6,4	13,8 13,4	7,4	150 600	450	60,8
27	33 m	5,5 5,7	14,4 14,6	8,9	130 570	440	49,4
28	26 m	5,2 5,1	13,9 14,0	8,8	140 565	425	48,3
29	38 m	4,7 4,6	13,4 14,4	9,2	145 565	420	45,7
30	37 w	4,7 4,7	12,8 12,3	7,9	125 505	380	48,1

Mittelwert 5,7 13,9 53,4
 $\pm$ Standardabw. $\pm$ 0,91 $\pm$ 1,78 $\pm$ 15,5
(30 Werte) (30 Werte)

*jeweils zwei 14,1 51,1
Messungen und $\pm$ 1,59 $\pm$ 9,2
Mittelwert (29 Werte) (29 Werte)

Maximale LG der mot. Fasern des n. tibialis post. bei Ab-
leitung mit konzentrischen NE aus dem m. flexor hall. brev.
Mittelwerte für 30 und für 29 (ohne Vp 2) Probanden.

t_{dist} , t_{prox} = distale bzw. proximale Latenzzeit
 $\Delta t_{NE} = t_{pNE} - t_{dNE}$ = Impulslaufzeit für die Strecke s
 s_d , s_p und s = gleiche Werte wie in Tab. 1

Abbildung 3

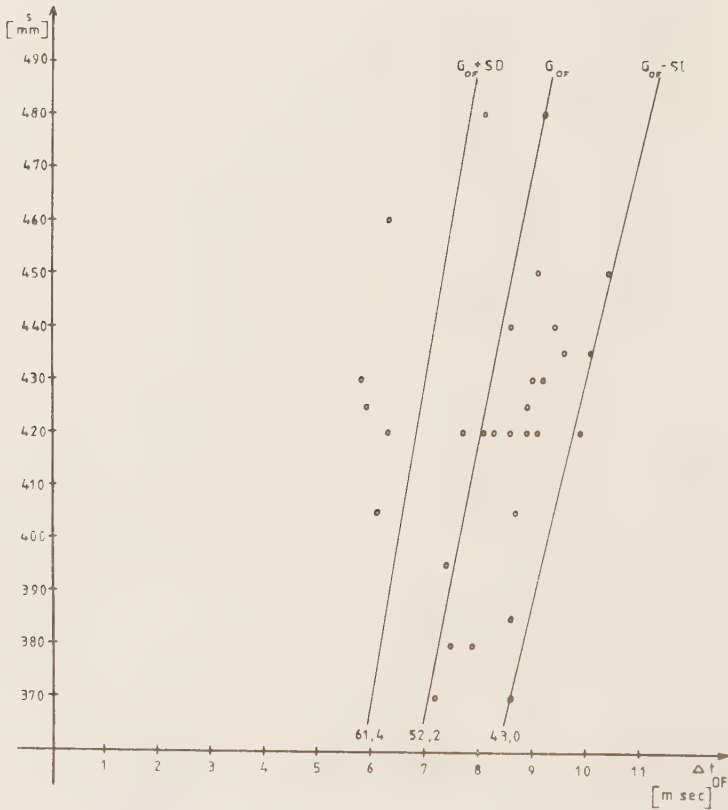


Diagramm mit den Wertepaaren $\Delta t_{OF}; s$ bei Ableitung mit OF (Werte aus Tab. 1). Dargestellt ist die Lage der einzelnen NLG-Werte zum Mittelwert, der der Geraden G_{OF} entspricht (für alle Punkte der Geraden G_{OF} gilt: $\frac{s}{\Delta t_{OF}} = \overline{NLG_{OF}}$ (mittlere NLG_{OF})). Rechts davon liegen kleinere, links größere LG. Außerdem sind die Bereiche der Standardabweichung angegeben

Abbildung 4

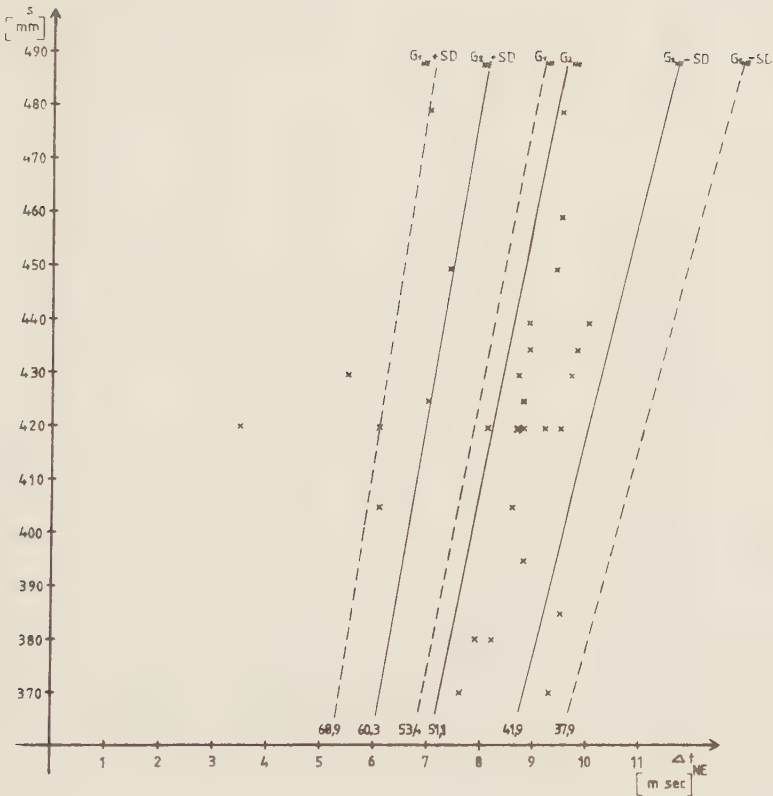


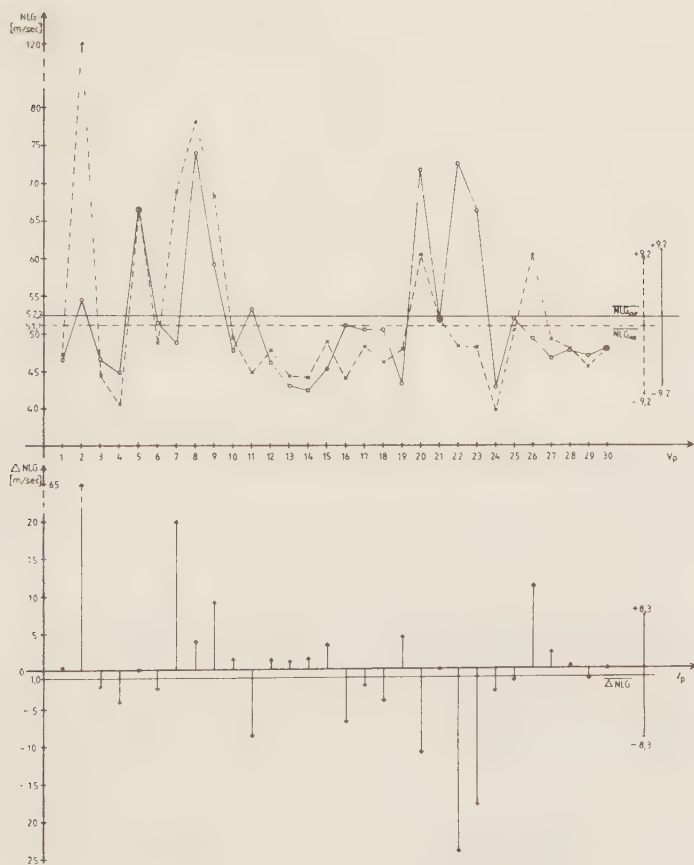
Diagramm mit den Wertepaaren $\Delta t_{NE}; s$ bei Ableitung mit NE (Werte aus Tab. 2). Dargestellt ist die Lage der einzelnen NLG-Werte zum Mittelwert, der den Geraden G_{1NE} (30 Wertepaare) bzw. G_{2NE} (29 Wertepaare, ohne 2) entspricht (für alle Punkte der Geraden G_{1NE} und G_{2NE} gilt: $\frac{s}{\Delta t_{NE}} = \overline{NLG_{NE}}$ (mittlere NLG_{NE})). Rechts davon liegen kleinere, links größere LG. Ferner sind die Bereiche der Standardabweichung sowohl für 30, als auch für 29 Wertepaare angegeben.

Tabelle 3

Vp	NLG _{NE} (m/sec)	NLG _{OF} (m/sec)	$\Delta\text{NLG} = \text{NLG}_{\text{NE}} - \text{NLG}_{\text{OF}}$ (m/sec)	Vp	NLG _{NE} (m/sec)	NLG _{OF} (m/sec)	$\Delta\text{NLG} = \text{NLG}_{\text{NE}} - \text{NLG}_{\text{OF}}$ (m/sec)
1	47,1	46,6	0,5	18	46,3	50,7	- 4,4
2	120,0	54,5	65,5	19	47,9	43,3	4,6
3	44,3	46,7	- 2,4	20	60,7	72,0	- 11,3
4	40,5	44,8	- 4,3	21	51,9	51,9	0
5	66,4	66,4	0	22	48,4	73,0	- 24,6
6	48,7	51,4	- 2,7	23	48,3	66,7	- 18,4
7	68,9	48,8	20,1	24	39,8	43,0	- 3,2
8	78,2	74,1	4,1	25	50,5	52,2	- 1,7
9	68,6	59,3	9,3	26	60,8	49,5	11,3
10	49,4	47,8	1,6	27	49,4	46,8	2,6
11	44,9	53,4	- 8,5	28	48,3	47,8	0,5
12	47,7	46,2	1,5	29	45,7	47,2	- 1,5
13	44,4	43,1	1,3	30	48,1	48,1	0
14	44,2	42,4	1,8				
15	48,9	45,3	3,6	Mittelw:	53,4	52,2	1,2
16	44,0	44,0	- 7,2	$\pm$ SD:	$\pm 15,5$	$\pm 9,2$	$\pm 14,6$
17	48,3	48,3	- 2,3		(jeweils 30 Werte)		
					51,1	- 1,0	
					$\pm 9,2$	$\pm 8,3$	
					(jeweils 29 Werte)		

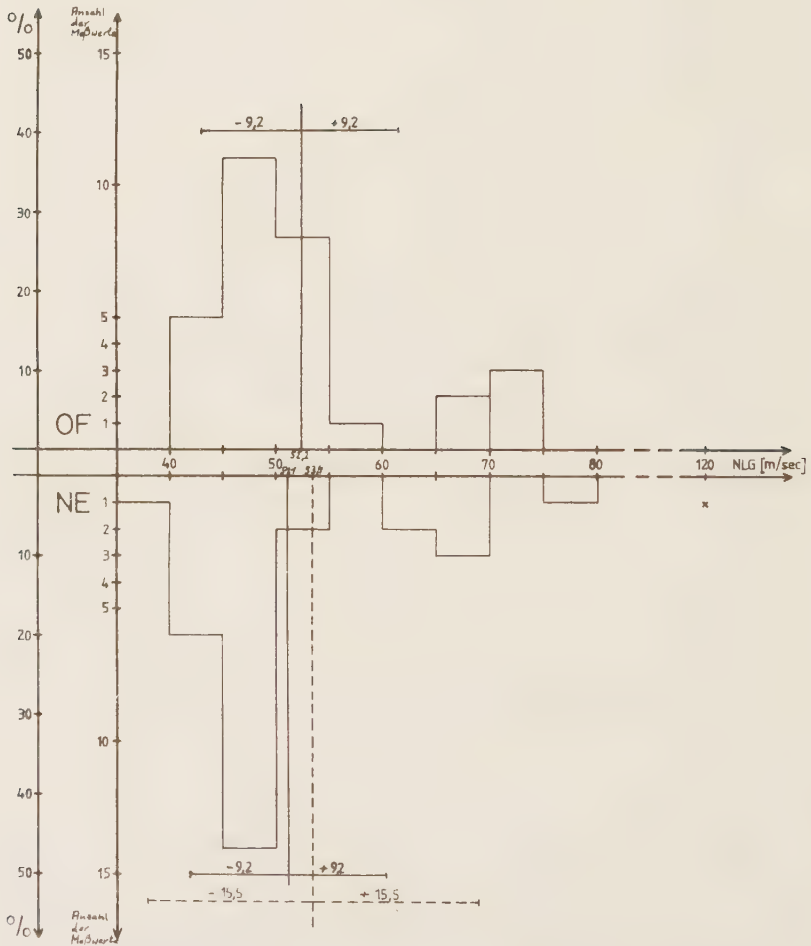
Nervenleitgeschwindigkeiten der einzelnen Versuchspersonen: Gegenüberstellung der mit N- und O-Ableitung gemessenen Werte, ferner der Mittelwerte und Standardabweichungen, die bei N-Ableitung sowohl für 30 als auch - unter Vernachlässigung von Vp 2 - für 29 Probanden berechnet wurden. Außerdem ist für jede Versuchsperson die Differenz beider Ergebnisse (ΔNLG) angegeben, ebenso der sich aus diesen Differenzen ergebende Mittelwert mit Standardabweichung, wiederum für 30 und 29 Versuchspersonen

Abbildung 5



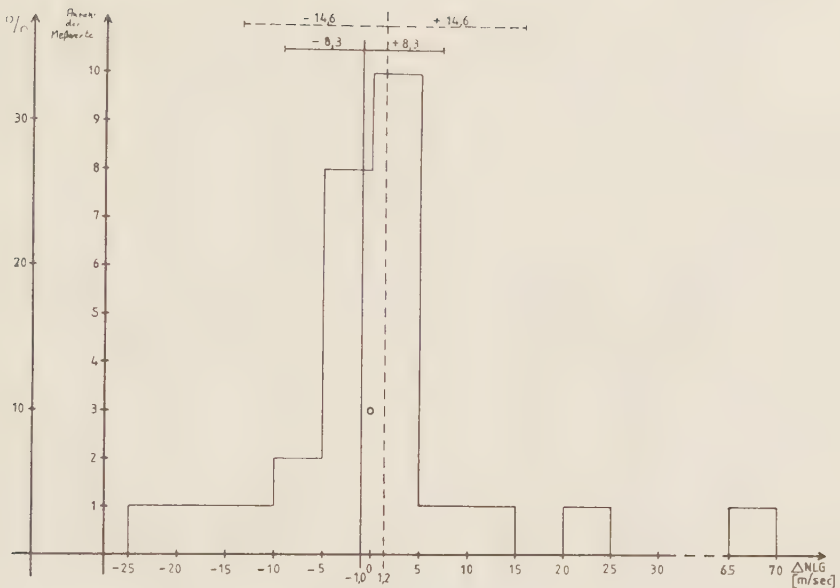
Graphische Gegenüberstellung der NLG der einzelnen Versuchspersonen, der daraus berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen bei N- (=) und O-Ableitung (°). Außerdem ist im unteren Teil der Abbildung $\Delta NLG = NLG_{NE} - NLG_{OF}$ graphisch dargestellt. Die Mittelwerte, $\overline{NLG}_{NE}$ und $\overline{\Delta NLG}$, sind jeweils für 29 Probanden (ohne Vp 2) angegeben

Abbildung 6



Verteilung der Ergebnisse der NLG-Messungen im Histogramm (Gegenüberstellung von N- und O-Ableitung). Zusätzlich sind die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben, bei N-Ableitung sowohl für 30 als auch - bei Vernachlässigung von Vp 2 - für 29 Versuchspersonen

Abbildung 7



Differenz der mit N- und O-Ableitung bei den einzelnen Versuchspersonen gemessenen NLG-Werte (ΔNLG) im Histogramm. Der Mittelwert ($\bar{\Delta\text{NLG}}$) ist sowohl für 30 Probanden als auch bei Vernachlässigung von Vp 2 für 29 Probanden angegeben, außerdem ist die jeweilige Standardabweichung eingezeichnet.

Es ergeben sich 14 positive Werte (13 bei Vernachlässigung von Vp 2), 13 negative und 3 Nulldifferenzen

STATISTIK (WILCOXON-Test):

Nullhypothese $\text{NLG}_{\text{NE}} = \text{NLG}_{\text{OF}}$; $\alpha = 0,05$

a) 30 Wertepaare:

R-Wert = 178; $C = 107 \Rightarrow R > C \Rightarrow$ Nullhypothese bestätigt

b) 29 Wertepaare (ohne Wertepaar 2):

R-Wert = 151; $C = 98 \Rightarrow R > C \Rightarrow$ Nullhypothese bestätigt

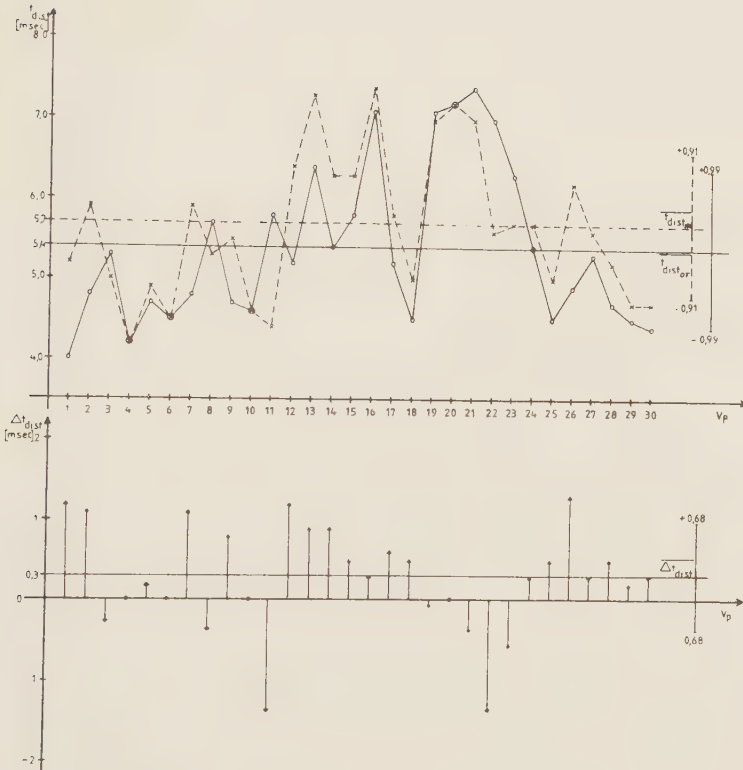
Tabelle 4

Vp	t_{dist}^* NE	t_{dist}^* OF	$\Delta t_{\text{dist}} =$ $t_{\text{dNE}} - t_{\text{dOF}}$	Vp	t_{dist}^* NE	t_{dist}^* OF	$\Delta t_{\text{dist}} =$ $t_{\text{dNE}} - t_{\text{dOF}}$
	(msec)	(msec)	(msec)		(msec)	(msec)	(msec)
1	5,2	4,0	1,2	18	5,0	4,5	0,5
2	5,9	4,8	1,1	19	7,0	7,1	- 0,1
3	5,0	5,3	- 0,3	20	7,2	7,2	0
4	4,2	4,2	0	21	7,0	7,4	- 0,4
5	4,9	4,7	0,2	22	5,6	7,0	- 1,4
6	4,5	4,5	0	23	5,7	6,3	- 0,6
7	5,9	4,8	1,1	24	5,7	5,4	0,3
8	5,3	5,7	- 0,4	25	5,0	4,5	0,5
9	5,5	4,7	0,8	26	6,2	4,9	1,3
10	4,6	4,6	0	27	5,6	5,3	0,3
11	4,4	5,8	- 1,4	28	5,2	4,7	0,5
12	6,4	5,2	1,2	29	4,7	4,5	0,2
13	7,3	6,4	0,9	30	4,7	4,4	0,3
14	6,3	5,4	0,9				
15	6,3	5,8	0,5				
16	7,4	7,1	0,3				
17	5,8	5,2	0,6				
				Mittelw:	5,7	5,4	0,3
				± SD:	±0,91	±0,99	±0,68

*jeweils Mittelwert
aus zwei Messungen

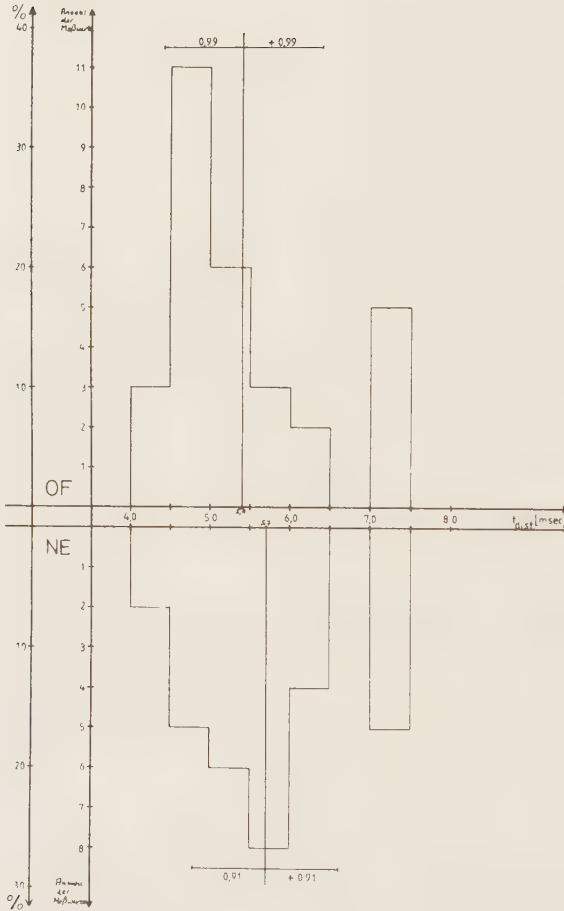
Distale Latenzzeiten der einzelnen Versuchspersonen:
Gegenüberstellung der mit N- und O-Ableitung gemessenen
Werte, ferner der Mittelwerte und Standardabweichungen.
Außerdem ist für jede Versuchsperson die Differenz
beider Ergebnisse (Δt_{dist}) angegeben, ebenso der sich
aus diesen Differenzen ergebende Mittelwert ($\overline{\Delta t_{\text{dist}}}$) mit
Standardabweichung

Abbildung 8



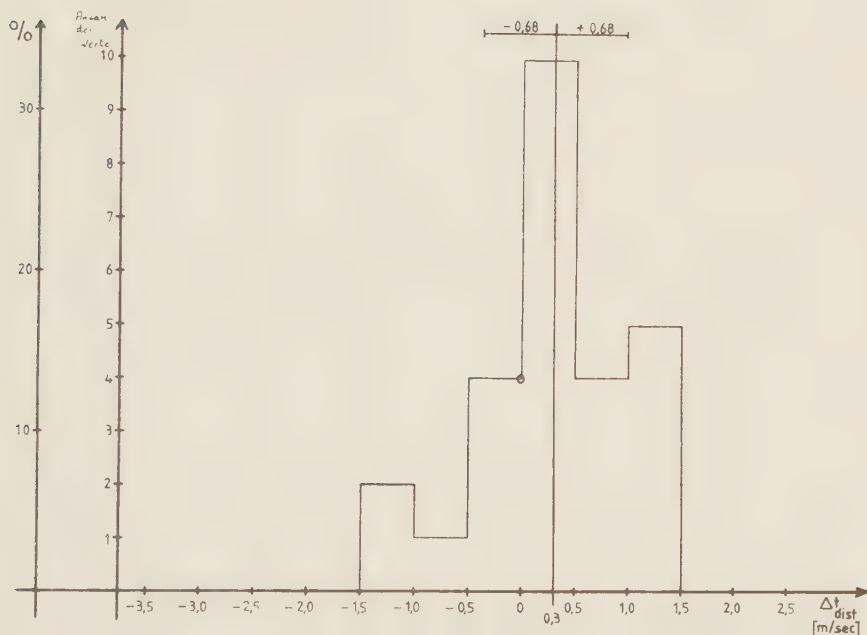
Graphische Gegenüberstellung der distalen Latenzzeiten der einzelnen Versuchspersonen, der daraus berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen bei N- (*) und O-Ab-leitung (o). Außerdem ist im unteren Teil der Abbildung $\Delta t_{dist} = t_{dNE} - t_{dOF}$ graphisch dargestellt

Abbildung 9



Verteilung der Meßwerte für die distale Latenzzeit im Histogramm: Gegenüberstellung von N- und O-Ableitung. Zusätzlich sind die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben

Abbildung 10



Differenz der mit N- und O-Ableitung bei den einzelnen Versuchspersonen gemessenen Werte für die distale Latenzzeit (Δt_{dist}) im Histogramm. Zusätzlich sind der Mittelwert ($\overline{\Delta t_{\text{dist}}}$) und die Standardabweichung eingezeichnet. Es ergeben sich 19 positive Werte, 7 negative und 4 Nulldifferenzen

STATISTIK (WILCOXON-Test):

Nullhypothese $t_{\text{dNE}} = t_{\text{dOF}}$; $\alpha = 0,05$

30 Wertepaare:

R-Wert = 92,5; $C = 98 \Rightarrow R < C \Rightarrow$

$t_{\text{dNE}} > t_{\text{dOF}}$ ($p < 0,05$)

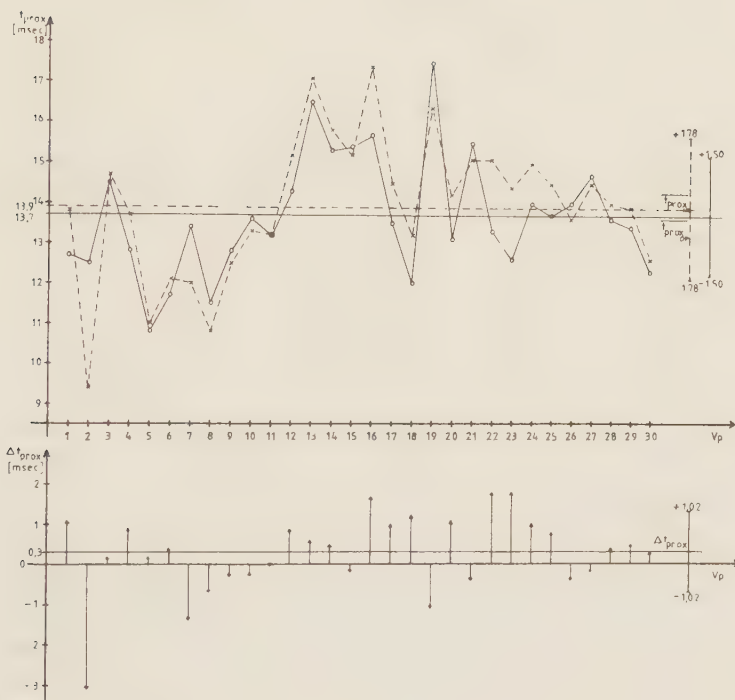
Tabelle 5

Vp	$t_{\text{prox NE}}^*$ (msec)	$t_{\text{prox OF}}^*$ (msec)	$\Delta t_{\text{prox}} =$ $t_{\text{pNE}} - t_{\text{pOF}}$ (msec)	Vp	$t_{\text{prox NE}}^*$ (msec)	$t_{\text{prox OF}}^*$ (msec)	$\Delta t_{\text{prox}} =$ $t_{\text{pNE}} - t_{\text{pOF}}$ (msec)
1	13,8	12,7	1,1	18	13,2	12,0	1,2
2	9,4	12,5	- 3,1	19	16,4	17,5	- 1,1
3	14,7	14,5	0,2	20	14,2	13,1	1,1
4	13,7	12,8	0,9	21	15,1	15,5	- 0,4
5	11,0	10,8	0,2	22	15,1	13,3	1,8
6	12,1	11,7	0,4	23	14,4	12,6	1,8
7	12,0	13,4	- 1,4	24	15,0	14,0	1,0
8	10,8	11,5	- 0,7	25	14,5	13,7	0,8
9	12,5	12,8	- 0,3	26	13,6	14,0	- 0,4
10	13,3	13,6	- 0,3	27	14,5	14,7	- 0,2
11	13,2	13,2	0	28	14,0	13,6	0,4
12	15,2	14,3	0,9	29	13,9	13,4	0,5
13	17,1	16,5	0,6	30	12,6	12,3	0,3
14	15,8	15,3	0,5				
15	15,2	15,4	- 0,2	Mittelw:	13,9	13,7	0,3
16	17,4	15,7	1,7	$\pm$ SD:	$\pm 1,78$	$\pm 1,50$	$\pm 1,02$
17	14,5	13,5	1,0		(jeweils 30 Werte)		
					14,1		0,4
					$\pm 1,59$		$\pm 0,82$
					(jeweils 29 Werte)		

*jeweils Mittelwert
aus zwei Messungen

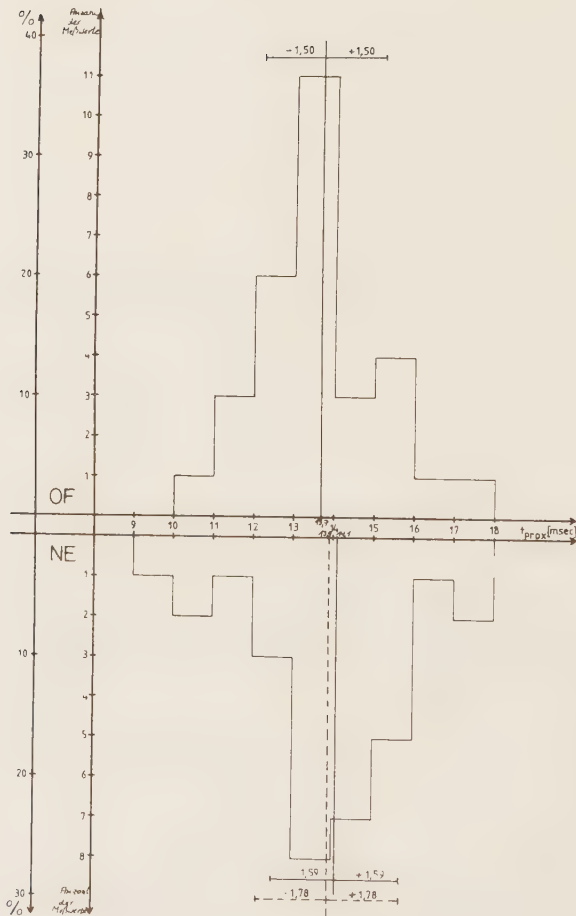
Proximale Latenzzeiten der einzelnen Versuchspersonen: Gegenüberstellung der mit N- und O-Ableitung gemessenen Werte, ferner der Mittelwerte und Standardabweichungen, bei N-Ableitung sowohl für 30 als auch für 29 (ohne Vp 2) Probanden. Außerdem ist für jede Versuchsperson die Differenz beider Ergebnisse (Δt_{prox}) angegeben, ebenso der sich aus diesen Differenzen ergebende Mittelwert ($\overline{\Delta t_{\text{prox}}}$) mit Standardabweichung, wiederum für 30 und 29 Versuchspersonen

Abbildung 11



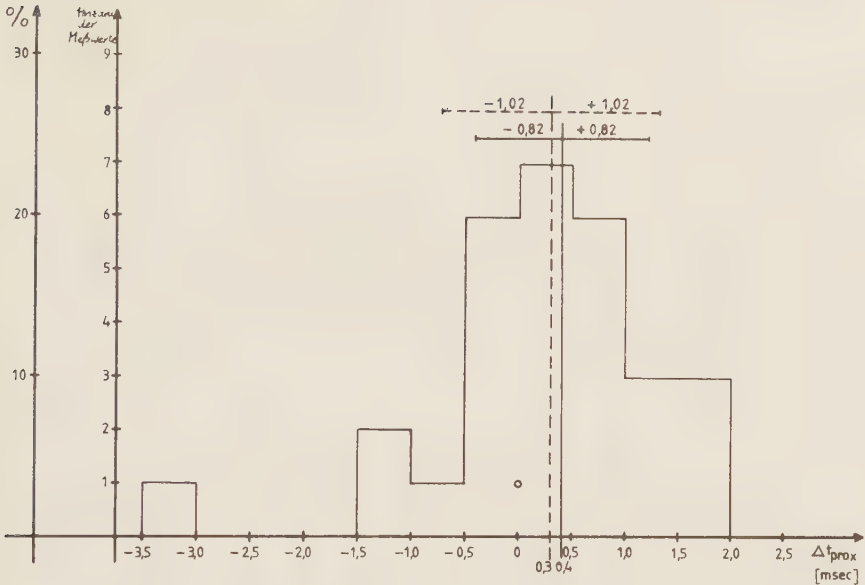
Graphische Gegenüberstellung der proximalen Latenzzeiten der einzelnen Versuchspersonen, der daraus berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen bei N- (*) und O-Ableitung (o). Außerdem ist im unteren Teil der Abbildung $\Delta t_{prox} = t_{pNE} - t_{pOF}$ graphisch dargestellt

Abbildung 12



Verteilung der Meßwerte für die proximale Latenzzeit im Histogramm: Gegenüberstellung von N- und O-Ableitung. Zusätzlich sind die jeweiligen Mittelwerte (bei N-Ableitung sowohl für 30 als auch für 29 Versuchspersonen) und Standardabweichungen angegeben

Abbildung 13



Differenz der mit N- und O-Ableitung bei den einzelnen Versuchspersonen gemessenen Werte der proximalen Latenzzeit (Δt_{prox}) im Histogramm. Zusätzlich ist der Mittelwert (Δt_{prox}) sowohl für 30 Probanden als auch bei Vernachlässigung von Vp 2 für 29 Probanden angegeben, ferner ist die jeweilige Standardabweichung eingezeichnet.

Es ergeben sich 19 positive Werte, 10 negative und eine Nulldifferenz

STATISTIK (WILCOXON-Test):

Nullhypothese $t_{\text{pNE}} = t_{\text{pOF}}$; $\alpha = 0,05$

a) 30 Wertepaare:

R-Wert = 133; $C = 126 \Rightarrow R > C \Rightarrow$ Nullhypothese bestätigt

b) 29 Wertepaare (ohne Wertepaar 2):

R-Wert = 98; $C = 116 \Rightarrow R < C \Rightarrow$

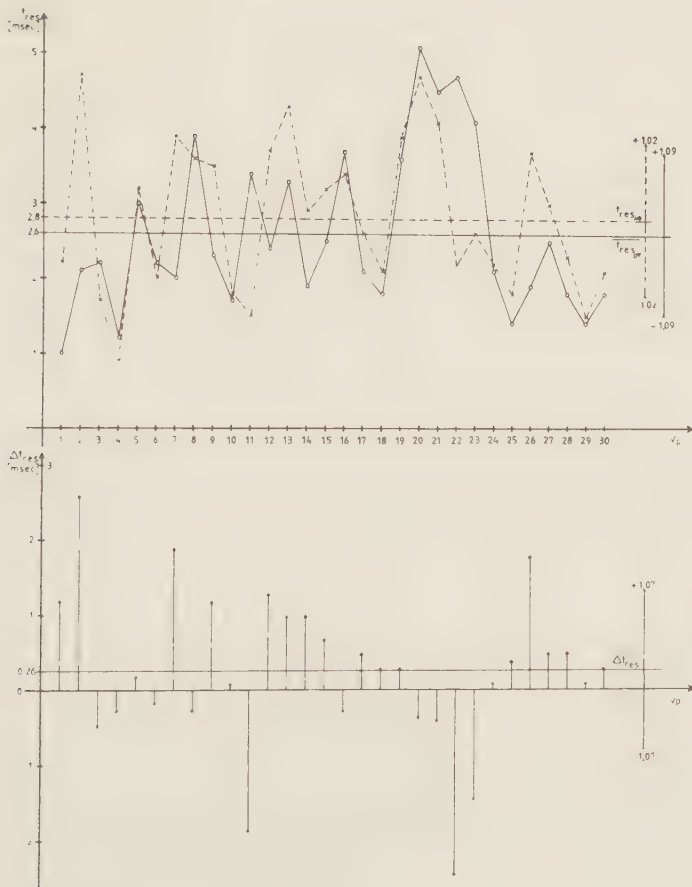
$t_{\text{pNE}} > t_{\text{pOF}}$ ($p < 0,05$)

Tabelle 6

Vp	t_{res} NE (msec)	t_{res} OF (msec)	$\Delta t_{res} =$ $t_{rNE} - t_{rOF}$ (msec)	Vp	t_{res} NE (msec)	t_{res} OF (msec)	$\Delta t_{res} =$ $t_{rNE} - t_{rOF}$ (msec)
1	2,2	1,0	1,2	18	2,1	1,8	0,3
2	4,7	2,1	2,6	19	3,9	3,6	0,3
3	1,7	2,2	- 0,5	20	4,7	5,1	- 0,4
4	0,9	1,2	- 0,3	21	4,1	4,5	- 0,4
5	3,2	3,0	0,2	22	2,2	4,7	- 2,5
6	2,0	2,2	- 0,2	23	2,6	4,1	- 1,5
7	3,9	2,0	1,9	24	2,2	2,1	0,1
8	3,6	3,9	- 0,3	25	1,8	1,4	0,4
9	3,5	2,3	1,2	26	3,7	1,9	1,8
10	1,8	1,7	0,1	27	3,0	2,5	0,5
11	1,5	3,4	- 1,9	28	2,3	1,8	0,5
12	3,7	2,4	1,3	29	1,5	1,4	0,1
13	4,3	3,3	1,0	30	2,1	1,8	0,3
14	2,9	1,9	1,0				
15	3,2	2,5	0,7	Mittelw: 2,8 2,6 0,26			
16	3,4	3,7	- 0,3	$\pm$ SD: $\pm 1,02$ $\pm 1,09$ $\pm 1,07$			
17	2,6	2,1	0,5				

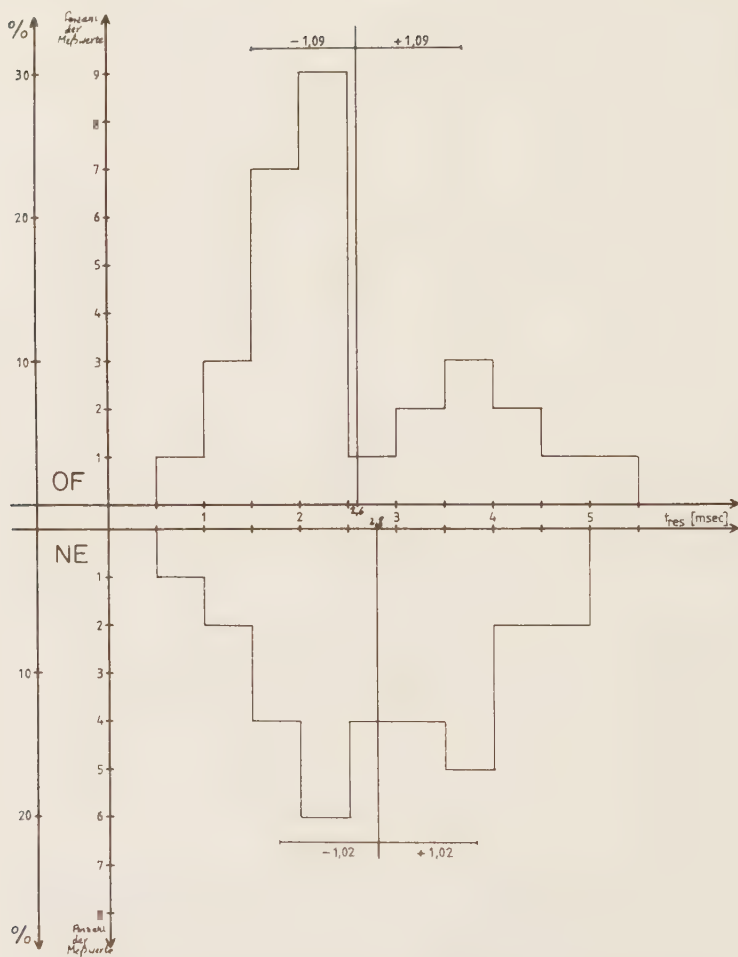
Residuallatenzzeiten der einzelnen Versuchspersonen: Gegenüberstellung der mit N- und O-Ableitung gemessenen Werte, ferner der Mittelwerte und Standardabweichungen. Außerdem ist für jede Versuchsperson die Differenz beider Ergebnisse (Δt_{res}) angegeben, ebenso der sich aus diesen Differenzen ergebende Mittelwert ($\overline{\Delta t_{res}}$) mit Standardabweichung

Abbildung 14



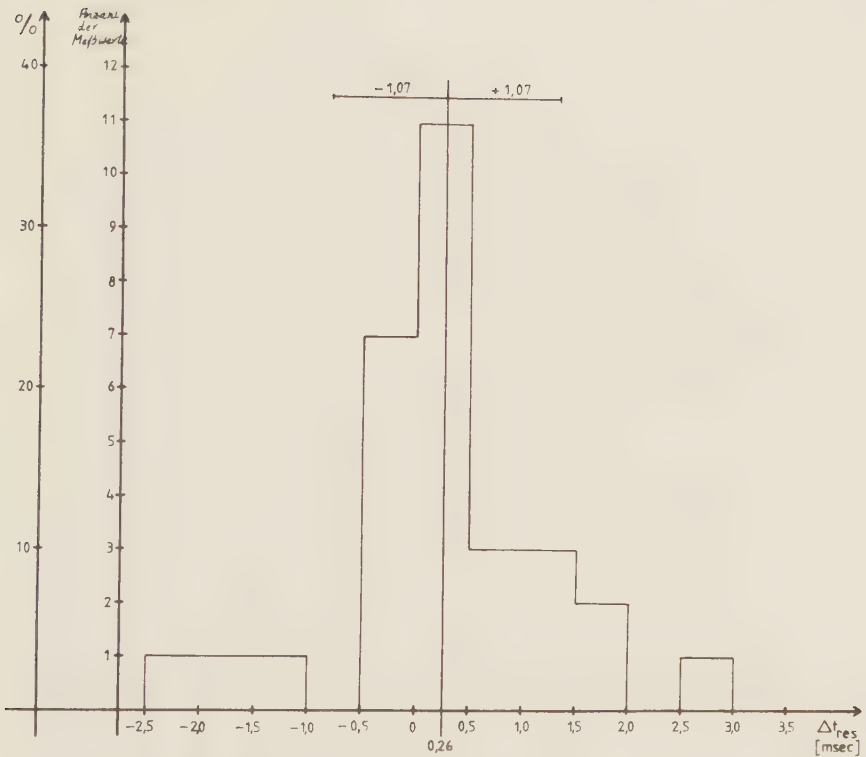
Graphische Gegenüberstellung der Residuallatenzzeiten der einzelnen Versuchspersonen, der daraus berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen bei N- (*) und O-Ableitung (o). Außerdem ist im unteren Teil der Abbildung $\Delta t_{res} = t_{rNE} - t_{rOF}$ graphisch dargestellt

Abbildung 15



Verteilung der berechneten Residuallatenzen im Histogramm: Gegenüberstellung von N- und O-Ableitung. Zusätzlich sind die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben

Abbildung 16



Differenz der bei N- und O-Ableitung für die einzelnen Versuchspersonen errechneten Residuallatenzen (Δt_{res}) im Histogramm. Zusätzlich sind der Mittelwert ($\overline{\Delta t_{res}}$) und die Standardabweichung eingezeichnet.

Es ergeben sich 20 positive und 10 negative Werte

STATISTIK (WILCOXON-Test):

Nullhypothese $t_{rNE} = t_{rOF}$; $\alpha = 0,05$

30 Wertepaare:

R-Wert = 154; C = 137 $\Rightarrow R > C \Rightarrow$ Nullhypothese bestätigt

4. DISKUSSION

Vergleich der Ergebnisse für die mot. NLG des n. tibialis post. bei O- und N-Ableitung

Die von uns gemessenen NLG unterscheiden sich bei beiden Ableitmethoden praktisch nicht. Wir bestimmten bei O-Ableitung einen Mittelwert von 52,2 m/sec, bei Ableitung mit NE war er mit 53,3 m/sec nur geringfügig größer.

Die Übereinstimmung bei der Standardabweichung war dagegen schlecht: die Standardabweichung bei Verwendung der NE betrug $\pm 15,5$ m/sec und war damit sehr viel größer als bei O-Ableitung ($\pm 9,2$ m/sec). Diese enorm hohe Standardabweichung kann aber eindeutig auf die bei Versuchsperson 2 gemessene LG von 120 m/sec zurückgeführt werden. Solche extrem hohen Werte werden in der Literatur nicht beschrieben (lediglich einige proximale Nervenabschnitte scheinen solche LG aufzuweisen (PIPER 1912)). Es handelt sich hier also mit Sicherheit um einen durch fehlerhafte Messung zustande gekommenen Wert, sodaß wir es für sinnvoll halten, die Ergebnisse bei Vernachlässigung dieses Wertes zusätzlich anzugeben. Man erhält dann für N-Ableitung einen Mittelwert von 51,1 m/sec und eine Standardabweichung von $\pm 9,2$ m/sec, was in hervorragender Übereinstimmung mit dem Ergebnis bei Ableitung mit OF ist ($52,2 \pm 9,2$ m/sec).

Zu dem gleichen Ergebnis gelangt man, wenn man den jeweiligen Wertebereich betrachtet. Reicht er bei Verwendung von OF von 42,4 m/sec bis 74,1 m/sec, so ist er bei intramuskulärer Ableitung nur wenig größer, nämlich 39,8 m/sec bis 78,2 m/sec (ohne Wert 2!). Der niedrigste Wert - wichtig zur Abgrenzung gegen pathologisch verlangsamte LG - liegt in beiden Fällen bei etwa 40 m/sec. Im Bereich zwischen 40 und 55 m/sec liegen 22 Werte (= 73%) bei N-Ableitung bzw. 24 Werte (= 80%) bei O-Ableitung.

Die relativ größte Anzahl von NLG-Werten (höchste Säule im Histogramm Abb. 6) liegt jeweils im Bereich zwischen 45 und 50 m/sec. Die Verteilung der Ergebnisse ist also bei beiden Arten der Ableitung in guter Übereinstimmung, aus Meßwerten und Abbildungen kann keine Tendenz einer Methode zu größeren Werten herausgelesen werden. Trotz der oben aufgeführten Übereinstimmungen differieren bei den einzelnen Versuchspersonen die NLG bei verschiedenen Arten der Ableitung teilweise erheblich (Tab. 3, Abb. 5,7). Berechnet man die Differenz $\Delta NLG = NLG_{NE} - NLG_{OF}$, so ergeben sich Werte, die von + 20,1 m/sec bis - 24,6 m/sec reichen (Versuchsperson 2 wurde in diesem Vergleich wieder vernachlässigt). Trotzdem kann auch daraus auf keine signifikanten Unterschiede geschlossen werden, denn erstens erhält man für den Mittelwert der Differenzen ($\overline{\Delta NLG}$) einen Wert von - 1,0 m/sec mit einer Standardabweichung von $\pm 8,3$ m/sec, was natürlich keine Aussage zuläßt, und zweitens sind die Differenzen ΔNLG genauso oft positiv wie negativ: 13 mal ist die LG bei N-Ableitung größer, 13 mal ist sie kleiner als die entsprechende bei O-Ableitung; dreimal ist ΔNLG Null. Aus diesen zwei Punkten muß man folgern, daß größere Werte für die LG bei beiden Elektrodentypen vorkommen und betragsmäßig in etwa gleich groß sind, sodaß sich hieraus keine Unterschiede in den Ergebnissen mit beiden Ableitmethoden herausfinden lassen.

Das wird noch bekräftigt, wenn man die ΔNLG -Werte im Histogramm (Abb. 7) betrachtet. 70% der Werte liegen im Bereich zwischen - 5 und + 5 m/sec, d.h. daß bei 21 Probanden der Betrag der Differenz nicht größer als 5 m/sec ist, wenn man die Ergebnisse bei O- und N-Ableitung vergleicht. Für die Hälfte der Versuchspersonen ergeben sich sogar Beträge unter 3 m/sec für die Differenz ΔNLG . Die Ergebnisse stimmen also recht gut überein, vor allem wenn man

die Streubreite der Werte bei den einzelnen Ableitmethoden in Relation setzt.

Das bisher Gesagte wird in der statistischen Auswertung eindeutig bestätigt. Wir verwendeten den WILCOXON-Test und wählten mit $\alpha = 0,05$ das geringste Maß für die Sicherheit der Aussage des Tests. Weder bei 30 noch bei 29 Wertepaaren kann ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Arten der Ableitung festgestellt werden.

Aus unseren Untersuchungen geht also hervor, daß NLG-Bestimmungen unabhängig von der Wahl der Ableitelektrode zu gleichen Werten führen, ein Ergebnis, zu dem auch MAYER (1963) und TROJABORG (1964) kommen. Bestätigt wird das ferner beim Vergleich anderer Autoren. THOMAS und Mitarbeiter (1959) kommen bei ihren Probanden bei Ableitung mit koaxialen NE auf fast den gleichen Mittelwert für die NLG wie YAP & HIROTA (1967), die OF verwendeten (die Altersverteilung der Versuchspersonen ist beide Male ähnlich, ebenso die Temperaturkontrollen). Das gleiche gilt für die Messungen von GASSEL & TROJABORG (1964) (mit N-Ableitung) im Vergleich zu KAESER (1965), MAWDSLEY & MAYER (1965) und MAYER (1963) (alle drei mit O-Ableitung).

Was folgt nun hieraus in bezug auf unsere Fragestellung? Welcher Art der Ableitung ist der Vorzug zu geben?

Aus unseren Ergebnissen folgt eindeutig, daß N- und O-Ableitung für NLG-Messungen unter Routinebedingungen als gleichwertig einzustufen sind. Es ist nicht nötig, beim Vergleich von Ergebnissen, die mit unterschiedlichen Ableitmethoden gewonnen wurden, z.B. einen Korrekturfaktor zu beachten. Die Entscheidung zur Anwendung der einen oder anderen Methode wird also nach anderen Überlegungen zu fällen sein, z.B. ob aus atrophischen Muskeln abgeleitet werden muß, für die hauptsächlich NE in Frage kommen; auch wenn gleichzeitig ein EMG aufzunehmen ist, wird man

natürlich mit den dazu verwendeten NE die Messung der NLG vornehmen, da ein Wechseln der Elektroden nur unnötigen Zeitaufwand bedeuten würde. Bei unkooperativen Patienten - auch bei Kindern - greift man wegen der geringeren Verletzungsgefahr aber besser auf die O-Ableitung zurück. Die mit OF und NE gemessenen Werte sind aber jederzeit ohne weiteres vergleichbar.

Vergleich unserer Messungen der mot. NLG mit den Ergebnissen anderer Autoren

Zahlreiche Autoren haben sich mit Messungen der mot. NLG am n. tibialis post. beschäftigt. Ihre Ergebnisse für gesunde Versuchspersonen sind in Tab. 7 zusammengestellt und mit unseren Messungen verglichen. Es fällt auf, daß das von uns errechnete Mittel etwa 15 bis 20% über dem der meisten anderen Untersucher liegt, die über Mittelwerte für die LG von 43 m/sec bis ungefähr 46 m/sec beim n. tibialis berichten. Nur MAVOR & ATCHESON (1966) mit 48,7 m/sec und JOHNSON & OLSEN (1960) mit 50,2 m/sec erhielten größere LG, die im Bereich der von uns gemessenen liegen.

Weiterhin ist unsere Standardabweichung von jeweils $\pm 9,2$ m/sec bei den beiden Ableitmethoden auffällig. Auch hierfür findet man bei fast allen Autoren geringere Werte. Sie liegen in der Größenordnung von $\pm 4,0$ m/sec, SKORPIL (1965) berichtet sogar über eine Standardabweichung von $\pm 2,04$ m/sec. Nur JOHNSON & OLSEN (1960) wiederum bestimmten mit $\pm 9,3$ m/sec einen vergleichbar hohen Wert.

Wie kann man nun diese Diskrepanzen erklären, liegt die Ursache einfach in der hier verwendeten Technik, oder müssen Umstände wie z.B. Temperaturschwankungen oder Altersunterschiede der Versuchspersonen zur Erklärung herangezogen werden?

Als erstes sei auf die Einflüsse der Temperatur eingegangen. HENRIKSEN (1956) stellte fest, daß sich die NLG im Bereich zwischen 38 und 29°C linear um etwa 2,4 m/sec pro Grad Celsius Temperaturabfall verringert. Auch bei JOHNSON & OLSEN (1960) finden sich Hinweise auf eine Verlangsamung der Nervenleitung bei Temperaturabfall, und zwar beobachteten sie eine Verringerung der NLG um 5% pro Grad Celsius Abkühlung. Unsere höheren Meßwerte für die LG können aber aus zwei Gründen nicht durch höhere Temperaturen der Extremitäten unserer Probanden während der Untersuchung erklärt werden:

Erstens lag die Raumtemperatur unseres Labors bei nur 25°C. MAWDSLEY & MAYER (1965) und MAYER (1963) dagegen berichten über Raumtemperaturen von 26 bis 30°C. THOMAS et al (1959) verwendeten zusätzlich Decken, um die Probanden vor Auskühlung zu schützen, und wärmten bei manchen Patienten die Extremitäten sogar im Wasserbad auf, was auch YAP & HIROTA (1967) taten, ebenso MAYER (1963), falls die intramuskuläre Temperatur einen bestimmten Wert unterschritt.

Zweitens haben GASSEL & TROJABORG (1964) die intramuskuläre Temperatur in Oberschenkel, Wade und anteriorem Unterschenkel bestimmt und kamen zu dem Ergebnis, daß die Temperaturwerte in diesen drei Regionen bei allen Probanden in etwa derselben Größenordnung liegen. Sie fanden eine Standardabweichung für den intramuskulären Temperaturgradienten von 0,6 bis 1,1°C. Falls man den von HENRIKSEN (1956) gefundenen Wert von 2,4 m/sec°C heranzieht, könnte man also bestenfalls NLG-Schwankungen von 2 bis 3 m/sec um einen Mittelwert mit diesen Temperaturunterschieden rechtfertigen.

Damit im Einklang ist auch die Ansicht von SIMPSON (1964), der meint, daß nur in Einzelfällen Schwankungen der Meßwerte um 6 m/sec mit Temperaturunterschieden erklärt wer-

den könnten. Unsere durchschnittlich um 6 bis 8 m/sec größeren LG-Werte können aber unmöglich mit höheren Extremitätentemperaturen unserer Probanden begründet werden, obwohl Temperaturschwankungen sicherlich eine Rolle bei NLG-Messungen spielen, z.B. bei Messungen am gleichen Individuum an verschiedenen Tagen, ferner tragen sie wohl zu den prox.-dist. Unterschieden der NLG mit bei (HOPF 1974, KAESER 1970, MAGLADERY & McDOUGAL 1950, TROJABORG 1964). Aber auch BERGMANS (1971) bewertet Ungenauigkeiten bei der Latenzzeit- und Längenmessung entschieden höher als Temperatureinflüsse.

Welche Auswirkungen ergeben sich nun aus der Wahl und Placierung von Reiz-, Ableit- und Erdungselektroden und aus der Reizstärke. TROJABORG (1964) fand für den n. medianus bei Reizung mit Hilfe von OF und mit in die Nähe des Nervenstammes eingestochenen NE die gleiche maximale mot. LG. Ein Einfluß der Reizelektrode auf unsere Messungen am n. tibialis post. ist daher auszuschließen. Auch eventuelle Seitenverschiebungen der Reizelektroden haben - sieht man von der Gefahr der Miterregung eines nicht zu testenden Nerven ab (GASSEL 1964, HODES et al 1948) (siehe später) - kaum Einfluß, verändern sie die Latenzzeit der Muskelantwort doch höchstens um 0,3 bis 0,4 msec (HENRIKSEN 1956).

DAWSON (1956) hat festgestellt, daß selbst bei supramaximaler Reizstärke, wenn sich das MAP nicht mehr vergrößert, die Latenzzeit der Muskelantwort abnimmt, wenn die Reizstärke weiter ansteigt. Begründet wird diese Beobachtung mit einer Ausbreitung des Reizstromes entlang des getesteten Nerven (DAWSON 1956, SIMPSON 1964). Manche Autoren (GASSEL & TROJABORG 1964, HODES et al 1948, JOHNSON & OLSEN 1960, MAVOR & ATCHESON 1966, MAVOR & LIBMAN 1962, TROJABORG 1964, u.a.) führen eigene Bestimmungen der

optimalen Reizstärke durch (auch um sicherzugehen, supra-maximale Stimuli zu applizieren), was wir nicht für nötig hielten und dementsprechend aus Gründen der Einfachheit darauf verzichteten. Damit die Unterschiede zwischen unseren Ergebnissen und denen der anderen Autoren zu erklären, ist aber nicht möglich, da die Reizausbreitung die gemessene Latenzzeit wohl um kaum mehr als 0,5 msec verkürzen würde (genaue Angaben in der Literatur fehlen), was bei einer durchschnittlichen Leitzeit von etwa 8,5 msec zwischen fossa poplitea und malleolus med. bei einer mittleren LG von 50 m/sec nur einen Unterschied von ungefähr 3 m/sec erklären würde. Allerdings ist zu bezweifeln, daß eine derartige Reizausbreitung ein häufig in unseren Messungen vorgekommenes Ereignis darstellte, zumal manche Autoren eine Erregung von näher am Muskel liegenden Abschnitten des zu testenden Nerven bei hohen Reizstärken überhaupt verneinen (HOPF 1974).

Da HODES und Mitarbeiter (1965) feststellten, daß eine schwellennahe Reizung nicht zunächst die schnellsten Nervenfasern, sondern im Gegenteil langsamer leitende Axone erregt, können submaximale Reizstärken in unserer Meßreihe keine Rolle gespielt haben, da unsere Geschwindigkeitsmessungen über dem Durchschnitt liegen. Außerdem ist bei den verwendeten Stimuli eine submaximale Reizung von vornherein zu bezweifeln, da wir gesunde Versuchspersonen ohne herabgesetzte Erregbarkeit der Nerven untersuchten. Die Wahl der Ableitmethode kommt als Ursache der Diskrepanz zwischen unseren Messungen und denen anderer Untersucher nicht in Frage, da man - wie oben schon ausführlich dargelegt - bei beiden Methoden der Ableitung des MAP gleiche Ergebnisse für die NLG erhält. Ebenso wenig einen Einfluß auf die Meßwerte hat die Lage der Erdungselektrode, die wir immer am Unterschenkel fixierten. Sie lag deshalb bei Stimulation des Nerven am dist. Reizpunkt

nicht zwischen Reiz- und Ableitelektrode, obwohl diese Lage von fast allen anderen Untersuchern bevorzugt wird (EDEL 1973, GASSEL & TROJABORG 1964, MAVOR & ATCHESON 1966, MAVOR & LIBMAN 1962, TROJABORG 1964, WYRICK & DUNCAN 1970, YAP & HIROTA 1967, u.a.). Trotzdem erreichten wir - wie bei der Beschreibung der Methodik schon dargelegt - einwandfrei auswertbare Oszillogramme.

Immer als mögliche Fehlerquelle beachtet werden muß die sog. "volume conduction", mit der sich GASSEL (1964), ferner YAP & HIROTA (1967) eingehend beschäftigt haben. Man versteht darunter die unerwünschte Fortleitung von MAP aus in der Nähe liegenden gleichzeitig aktivierten Muskeln zu der aktiven Elektrode über dem untersuchten. Das kann z.B. dazu führen, daß aus einem atrophischen Muskel ein Aktionspotential abgeleitet wird, das in Wirklichkeit in einem anliegenden gesunden erzeugt wird, aufgrund der Fortleitung und der verwendeten hohen Verstärkung aber auch über dem getesteten Muskel registriert werden kann. Voraussetzung für solche Phänomene ist, daß in der Nähe des untersuchten Muskels vom gleichen Nerven innervierte Muskeln liegen (was in der Regel der Fall ist, deren Aktivierung kann aber nicht vermieden werden; darauf wird im folgenden nicht eingegangen), oder aber, daß eine Reizausbreitung zu einem benachbarten Nerven stattgefunden hat, und die volumengeleiteten Potentiale jetzt aus von diesem Nerven versorgten Muskeln stammen. Für NLG-Bestimmungen von Bedeutung sind solche Vorgänge dann, wenn zum einen die Latenzzeit der fortgeleiteten Potentiale geringer ist als die Latenzzeit der Antwort des getesteten Muskels, und wenn zum anderen nicht beide Messungen (proximal und distal) betroffen sind, sodaß sich der Fehler bei der Subtraktion von prox. und dist. Leitzeit eliminieren würde. Tatsächlich kommt die Reiz-

ausbreitung zum benachbarten Nerven am Bein nur in der Kniekehle vor (GASSEL 1964, HODES et al 1948, YAP & HIROTA 1967), wo ja unser prox. Reizpunkt liegt, nicht aber am malleolus med. Auch die erste Voraussetzung ist erfüllt, da der m. flexor hall. brev. einer der distalsten Muskeln des Fußes ist, und die vom n. peroneus versorgten Extensoren des Fußrückens daher kürzere Leitzeiten aufweisen. Wenn man annimmt, daß diese fortgeleiteten Potentiale in unserer Meßreihe häufiger vorgekommen wären, hätten sich mehrere verkürzte Werte für die Leitzeit vom Knie zum Knöchel ergeben müssen, die bei einer bestimmten Entfernung für überhöhte NLG verantwortlich gemacht werden könnten.

Leider fehlen in der Literatur Hinweise auf die Häufigkeit solcher Fehlerquellen, doch scheinen sie aus folgenden Gründen keine große Rolle in unseren Versuchen gespielt zu haben:

1. haben wir gesunde Probanden untersucht, und bei den hier verwendeten Reizstärken ist eine Reizausbreitung in der Kniekehle vom n. tibialis post. zum n. peroneus durchaus kein häufig zu erwartendes Ereignis (GASSEL 1964).
2. ergeben beide Ableitmethoden übereinstimmende Werte. Das geht aus unseren Messungen hervor, ebenso aus denen anderer Autoren (vgl. GASSEL & TROJABORG 1964 mit KAESER 1965, MAWDSLEY & MAYER 1965, MAYER 1963; ferner YAP & HIROTA 1967 mit THOMAS et al 1959). NE gelten aber übereinstimmend als weniger empfindlich gegen aus der Umgebung einstreuende Potentiale (GASSEL 1964, HOPF 1974, KAESER 1970, SIMPSON 1964, THOMAS et al 1959), sodaß wegen der Gleichheit der Ergebnisse bei unterschiedlichen Arten der Ableitung das häufigere Auftreten volumengeleiteter Potentiale mit Recht bezweifelt werden kann.
3. haben YAP & HIROTA (1967) zwar öfters fortgeleitete Potentiale im extensor digit. brev. registriert, auch bei

Reizung des n. tibialis post., der diesen Muskel gar nicht versorgt, nie dagegen fanden sie solche im abductor dig. min. bei Reizung des n. peroneus. Zwar haben wir nicht aus dem gleichen Muskel abgeleitet, doch dürfte der Schluß zulässig sein, daß eine Ableitung fortgeleiteter Potentiale aus den distalen Muskeln der Fußsohle einigermaßen selten ist. "Volume conduction" bei Miterregung des n. peroneus kommt als Erklärung unserer Ergebnisse also auch nicht in Frage.

Als nächstes sollen nun Alterseinflüsse auf die NLG diskutiert werden. NORRIS et al (1953) untersuchten den n. ulnaris bei 175 Personen von 20 bis 89 Jahren - jeweils 25 in jeder Dekade - und kamen zu dem Ergebnis, daß sich die LG mit zunehmendem Alter stetig verringert. Für die 20- bis 29-jährigen erhielten sie eine mittlere LG von $57,7 \pm 2,1$ m/sec, während der Wert bei den 80- bis 89-jährigen nur noch $48,5 \pm 1,8$ m/sec betrug. Für den gesamten Arm berechneten sie eine Regressionsgleichung von $y = 62,93 - 0,161x$, d.h. daß die mittlere LG pro Jahr um etwa 0,161 m/sec abnimmt. CORBAT (1961) kommt zu einem ähnlichen Ergebnis. Zwischen 21 und 49 Jahren mißt er eine NLG von 54 m/sec am n. ulnaris, über 60 nur noch 43 m/sec. Auch WAGMAN & LESSE (1952) fanden eine wenn auch etwas kleinere Reduktion der NLG im Alter. Nach ihren Untersuchungen ist diese ab etwa dem 60. Lebensjahr um ungefähr 10% verringert, was mit den Ergebnissen von MAYER (1963) und MAWDSLEY & MAYER (1965) gut harmonisiert, die speziell auch für den n. tibialis post. die Abnahme der LG im Alter nachwiesen (siehe Tab. 7).

Unsere höheren LG könnten also - zumindest zum Teil - erklärt werden, wenn unser Probandenstamm im Schnitt deutlich jünger gewesen wäre als der der anderen Untersucher. Das ist aber nur bedingt der Fall. Zwar war das Durch-

schnittsalter unserer Versuchspersonen mit $27,0 \pm 6,6$ Jahren (25 von ihnen waren jünger als 30 Jahre, nur ein Proband hatte die 50-Jahr-Grenze überschritten) deutlich geringer als z.B. das in der Studie von GASSEL & TROJABORG (1964), wo 21 Personen zwischen 19 und 67 Jahren (9 Personen älter als 50) untersucht wurden, deutlich geringer auch als bei YAP & HIROTA (1967), wo das Durchschnittsalter 41,3 Jahre betrug (mind. 3 Vp älter als 50), unsere Meßwerte können aber trotzdem nicht mit Altersunterschieden begründet werden, dazu sind diese zu gering; bestenfalls könnte man Differenzen um ungefähr 2 m/sec damit rechtfertigen, solche in unserer Größenordnung aber nicht.

Dagegen spricht weiterhin, daß MAYER (1963) bei relativ jungen Versuchspersonen (10 - 35 Jahre) nur eine LG von 45,5 m/sec am n. tibialis post. erhielt, ein Wert, der vom selben Autor zusammen mit MAWDSLEY (1965) bestätigt wird. (bei Probanden zwischen 20 und 50 Jahren). Zwar ist der Wert von MAVOR & ATCHESON (1966) etwas höher (48,7 m/sec bei Probanden zwischen 15 und 35 Jahren), ebenso der Wert von JOHNSON & OLSEN (1960), in deren Untersuchung war aber die Altersgruppe zwischen 2 und 10 Jahren die größte, sodaß die in jungen Jahren vorkommenden größeren LG (CORBAT 1961, KAESER 1970, SCHULTE 1974, WAGMAN & LESSE 1952) vermutlich wesentlich zu dem höheren Mittel beigetragen haben. Unsere um etwa 15 bis 20% größeren Werte können mit Unterschieden in der Altersverteilung also sicher nicht erklärt werden.

Sehr interessant bei der Diskussion der Einflüsse auf NLG-Messungen ist eine initial negative Welle (GASSEL 1964, HOPF 1974, SIMPSON 1964, TROJABORG 1964), die bei Ableitung mit NE, aber auch bei O-Ableitung vorkommen kann. Sie wird nicht von allen Teilen eines Muskels registriert und ist auch nur bei hoher Verstärkung sichtbar. Nach TROJABORG (1964) könnte diese negative Welle einem kleinen Teil von

schneller leitenden Fasern zuzuschreiben sein, oder aber ein aus einem miterregten Muskel stammendes fortgeleitetes Potential darstellen. HOPF (1974) deutet diese negative Welle im Gegensatz dazu als antidrom geleitetes Nervenaktionspotential in den Spindel- und Golgiafferenzen. Ist auch die Ursache unklar, so wird diese Welle doch von Bedeutung für NLG-Messungen (wie auch volumengeleitete Potentiale), wenn sie nur bei der einen Messung registriert und als Beginn der Muskelantwort gedeutet wird. Da wir nicht aus atrophischen Muskeln (auch hier kommt die initial negative Welle vor) ableiteten, und die Verstärkung dementsprechend nicht allzu groß gewählt werden mußte, ist eine Bedeutung dieser Erscheinung für unsere Messungen sehr fraglich, obwohl natürlich nicht auszuschließen ist, daß eine solche Welle einmal mitgemessen wurde. Eine größere Fehlerquelle aber stellt dieses Potential ganz bestimmt nicht dar.

Nachdem wir im Vorangegangenen untersucht haben, inwieweit die Ergebnisse einzelner Untersucher differieren, und ob Diskrepanzen auf einfache methodische oder äußere Einflüsse zurückzuführen sind, soll nun im Folgenden die Streubreite der einzelnen Meßwerte um den Mittelwert näher betrachtet werden, die sich statistisch in der Größe der Standardabweichung niederschlägt. Auch hier haben sich ja klare Unterschiede zu den anderen Autoren gezeigt, die über Werte zwischen $\pm 2,04$ m/sec (SKORPIL 1965) und $\pm 5,1$ m/sec (MAYER 1963 für achtzehn 51- bis 80-jährige Versuchspersonen) berichten. Nur JOHNSON & OLSEN (1960) erhielten mit $\pm 9,3$ m/sec eine Standardabweichung, die sehr gut mit unseren beiden Werten von jeweils $\pm 9,2$ m/sec harmonisiert. Allerdings bedarf das Ergebnis dieser beiden Autoren einer näheren Erläuterung, sie führen diesen hohen Wert nämlich auf vier Umstände zurück:

1. wurden diese Untersuchungen an Patienten vorgenommen, bei denen eine Erkrankung der mot. Einheit vermutet wurde,
 2. lag das Alter der Patienten zwischen 2 und 77 Jahren (prozentual größter Anteil zwischen 2 und 10 Jahren),
 3. wurde die Latenzzeit gelegentlich zur Spitze der negativen Auslenkung des MAP gemessen, und
 4. führten mehrere Untersucher die NLG-Messungen durch.
- Damit ist also der hohe Wert dieser beiden Autoren hinreichend erklärt. Worauf kann man unser Ergebnis nun zurückführen?

Betrachten wir zunächst einmal die Verteilung unserer Meßwerte genauer. Zwischen 42,4 und 74,1 m/sec liegen die 30 Werte bei O-Ableitung, 24 davon (also 80%) im Bereich 40 bis 55 m/sec. Bei intramuskulärer N-Ableitung erstreckt sich der Wertebereich von 39,8 bis 78,2 m/sec mit 23 (von 29) Werten (= 79,3%) im 40 bis 55 m/sec - Bereich (der Meßwert von 39,8 m/sec wurde mitgezählt, Wert 2 aus oben schon genannten Gründen vernachlässigt!). Beim Vergleich mit in der Literatur zu findenden Wertebereichen (Tab. 7) erkennt man, daß bei uns die untere Grenze des Normbereiches etwas höher liegt als die der anderen Autoren. Das gleiche gilt für den oberen Grenzwert, der Unterschied ist hier allerdings viel deutlicher (etwa 20 m/sec). Zusammenfassend kann man sagen, daß zwar der Großteil der von uns gemessenen NLG mit denen der anderen Autoren übereinstimmt bzw. im gleichen Bereich liegt, daß bei unseren Messungen aber einige zum Teil deutlich höhere Werte (bei jeder Ableitmethode jeweils 6, entsprechend 20%) vorkommen, die sowohl die mittlere LG als auch die Standardabweichung bedeutend vergrößern. Mit einfachen Alters- oder Temperaturunterschieden zu den anderen Untersuchern, auch mit Einflüssen von Elektroden und Reizstärken können - wie schon oben gezeigt - derartige Differenzen nicht erklärt werden.

Wir wollen kurz untersuchen, inwieweit in die gleiche Richtung gehende Meßfehler, die im Routinebetrieb eines Kliniklabors immer vorkommen (zu denen sich durchaus im geringeren Maße Einflüsse von Temperatur, Alter usw. addieren können), für solche Unterschiede verantwortlich sein können.

CORBAT (1961) bestimmte einen Fehler von etwa 6% für die Berechnung der LG am n. ulnaris, das wären in unserem Fall für eine NLG von etwa 50 m/sec eine Streuung von 6 m/sec um einen Mittelwert. Auch TROJABORG (1964) kommt zu diesem Ergebnis, und zwar bestimmte er den experimentellen Fehler mit Hilfe eines Vergleiches von korrespondierenden Segmenten des rechten und linken Armes. Er bildete die Differenz und konnte - unter der Annahme einer Normalverteilung der Differenzwerte - einen Fehler von 5 bis 7% errechnen.

Eine sehr detaillierte Studie über Fehlerquellen, die in der Technik der NLG-Bestimmung begründet liegen, stammt von HONET und Mitarbeitern (1968). Sie ließen auf Photographien die Latenzzeiten von Muskelantworten nach Stimulation eines Nerven von derselben Person zu zwei verschiedenen Zeitpunkten auswerten, und fanden für verschiedene Nerven eine Standardabweichung der Differenzen der beiden erhaltenen NLG von $\pm 1,99$ bis $\pm 2,83$ m/sec, ein Wert, der allein in Variationen der Latenzzeitauswertung begründet liegt. Bei Reihenuntersuchungen am selben Probanden vergrößerte sich die Standardabweichung noch, abhängig vom Zeitraum, der zwischen zwei Messungen lag, bis auf Werte von ± 4 bis 6 m/sec für Zeitintervalle von einer Woche und mehr. Tageszeitliche Abhängigkeiten sind nach WYRICK & DUNCAN (1970) allerdings zu vernachlässigen.

Auch MAYNARD & STOLOV (1972) beschäftigten sich sehr eingehend mit experimentellen Fehlermöglichkeiten bei NLG-messungen und geben eine Übersicht über alle Fehlerquellen

bei Längen- und Latenzzeitmessung. Sie stellten fest, daß die Standardabweichung der Leitzeit, aus der die LG berechnet wird, größer ist als die der prox. oder dist. Latenzzeit, und zwar auch bei unterschiedlicher Verstärkung der Muskelantwort. Bei Längenmessungen, die sie am Arm durchführten, fanden sie eine Standardabweichung von $\pm 1,8$ mm für eine Länge von 222,2 mm. MAYNARD & STOLOV (1972) gehen nun davon aus, daß der Fehler einer LG-Bestimmung (ΔC) nicht nur vom Fehler in Zeit- und Längenmessung (Δt bzw. ΔD) abhängt, sondern auch von der Größe der Werte für die Latenzzeit und die Länge selbst (t bzw. D), ferner von der Größe der NLG, und kommen so zu der Formel $\Delta C = C(\frac{\Delta t}{t} + \frac{\Delta D}{D})$. Für unsere durchschnittliche LG von etwa 50 m/sec ergibt sich, bei von MAYNARD & STOLOV übernommenen Δt und ΔD ein experimenteller Fehler von etwa 5 m/sec.

Nicht so optimistische Werte, wie die oben genannten, findet man bei SIMPSON (1964). Er meint, daß Fehler von 0,5 msec bei jeder Latenzzeitmessung und von 1 cm bei Längenmessungen des Nerven durchaus möglich seien ("observer error"). Wenn man aus diesen Angaben für unsere Meßwerte den Gesamtfehler $= \sqrt{\text{Fehler}_{\text{Zeitmessg.}}^2 + \text{Fehler}_{\text{Längenmessg.}}^2}$ errechnet, kommt man auf einen Wert von 12,7%. Wenn SIMPSON (1964) nun schreibt, daß der Fehler unter den Bedingungen der klinischen Routineuntersuchung sogar noch größer sein kann, wird eine Standardabweichung von $\pm 9,2$ m/sec (entsprechend etwa 17,5% des Mittelwertes) schon eher verständlich, da sich eine physiologische Variation der NLG von Person zu Person noch addiert; diese gibt TROJABORG (1964) mit 5 bis 7% an.

Schließlich muß man als weitere Fehlerquelle auch noch werten, daß die Messungen von zwei Untersuchern durchgeführt wurden; wie oben bereits erwähnt, messen auch JOHNSON & OLSON (1960) dieser Tatsache eine Bedeutung für

die Größe der Standardabweichung bei.

Welche Schlüsse sind nun aus der Diskussion der Einflüsse, der die NLG und deren Bestimmung unterliegen, zu ziehen, was hat der Untersucher zu beachten?

Aus dem oben Gesagten geht hervor, daß Umstände wie Alter, Temperatur, "volume conduction", Elektrodenwahl und Reizstärke für unsere im Vergleich zu anderen Untersuchern deutlich höheren Werte, sowohl für die NLG als auch die Standardabweichung, jeweils allein nicht verantwortlich gemacht werden können. Wir müssen unsere Werte der hier verwendeten Technik zuschreiben, also einer Synthese aus verwendeter Apparatur und äußeren Umständen; dazu kommen ferner die individuellen Eigenschaften unserer Probanden. Welche Einflüsse die größte Rolle spielen, ist dabei im einzelnen kaum zu durchschauen. Aber, nicht größtmögliche Genauigkeit war gefordert, sondern unsere Untersuchungen sollten Routinecharakter haben, sie mußten leicht und schnell durchführbar und für die Probanden möglichst wenig belästigend sein. Unter solchen Bedingungen sind natürlich von Haus aus größere Ungenauigkeiten und Streubreiten zu erwarten als bei wissenschaftlich genau durchgeführten Messungen. Ferner stellte MAYER (1963) fest, daß die NLG in den unteren Extremitäten sowieso nicht so gut reproduzierbar ist, und schon deshalb eine größere Streuweite erwartet werden müsse.

Daß die Werte nicht mit denen anderer Autoren harmonieren, hat natürlich keine negative Auswirkung, wenn man die größeren Streubreiten und die höher liegende untere Grenze des Normalbereiches bedenkt und das auch beim Vergleich mit anderen Veröffentlichungen beachtet. SIMPSON (1964) empfiehlt in diesem Zusammenhang, bei Werten im Grenzbereich eine Untersuchung unter Umständen sogar mehrmals unter "peinlicher Beachtung methodischer Einzel-

heiten" durchzuführen und erst dann die gemessenen Werte als unauffällig oder pathologisch einzustufen. Wenn man dies alles beachtet, dürften kaum Schwierigkeiten bei der klinischen Untersuchung und der Auswertung der erhaltenen LG entstehen. Auch mit - zugegeben relativ ungenauen - Standardmethoden kann man trotz einiger Unsicherheiten für diagnostische Zwecke ausreichend genaue Ergebnisse erhalten.

Es hat in neuer Zeit nicht an Versuchen gefehlt, NLG-Bestimmungen mit größerer Genauigkeit durchzuführen. KIMURA (1976) blockiert mittels eines zusätzlichen Stimulus die Nervenleitung in nicht getesteten, durch Reizausbreitung aber eventuell miterregten Nerven, um volumengeleitete und fälschlich als Beginn des MAP des untersuchten Muskels gedeutete Potentiale aus dem Innervationsgebiet des mitgereizten Nerven zu verhindern. Er nennt seine Methode "collision technique", diese ist vor allem für NLG-Messungen am Arm interessant, da hier Reizausbreitung recht häufig ist.

HALAR & VENKATESH (1976) verbessern ihre Ergebnisse durch Überlagerung der durch distale und proximale Stimulation gewonnenen MAP, um den Fehler bei der Latenzzeitmessung zu verkleinern. Damit und mit einer besonderen Methode der Längenmessung gelang es ihnen, die Standardabweichung bei wiederholten Untersuchungen desselben Nerven beim gleichen Individuum auf etwa ein Drittel zu senken. Solche Techniken haben für exakt wissenschaftliche Untersuchungen durchaus ihre Berechtigung, sind aber für den Routineklinikbetrieb zu zeitaufwendig und belastend, zumal unserer Meinung nach Standardmethoden in der Regel völlig ausreichen.

Tabelle 7

NLG der motorischen Fasern des N.tibialis post.: Vergleich der

Autoren	NLG $\pm$ SD (m/sec)	Streubreite (m/sec)	Ableit- meth.	Zahl der Vp
HODES, LARRABEE & GERMAN (1948)		ca. 46 - 52	OF	mehrere
THOMAS, SEARS & GILLIATT (1959)	43,2 $\pm$ 4,9	36,6 - 55,9	NE	30
JOHNSON & OLSEN (1960)	50,2 $\pm$ 9,3		OF	20
ARRIGO, COSI & SAVOLDI (1962)	46,3 $\pm$ 3,3		NE	34
MAYER (1963)	45,5 $\pm$ 3,8 42,9 $\pm$ 4,9 41,8 $\pm$ 5,1		OF OF OF	30 16 18
ANGEL & ALSTON (1964)	42,8 $\pm$ 7,6	33,2 - 60,3	NE	19
GASSEL & TROJABORG (1964)	46,0 $\pm$ 4,6		NE	21
KYRAL (1964) (zit. nach SKORPIL (1965))	44,5 $\pm$ 4,13			
KAESER (1965) (zit. nach KAESER (1970))	46,0 $\pm$ 4,7	36 - 58	OF	49
MAWDSLEY & MAYER (1965)	45,8 $\pm$ 3,4 42,9 $\pm$ 4,6		OF OF	74 31
SKORPIL (1965)	43,8 $\pm$ 2,04		NE	
MAVOR & ATCHESON (1966)	48,7 $\pm$ 3,5	41,9 - 55,3	OF	12
YAP & HIROTA (1967)	43,4 $\pm$ 3,1	38,2 - 48,2	OF	15
EDEL (1973)		untere Grenze ca. 40	meist OF	
LÁHODA, ROSS & ISSEL (1973)		40 - 67	OF od. NE	
Eigene Messungen	51,1 $\pm$ 9,2 52,2 $\pm$ 9,2	39,8 - 78,2 42,4 - 74,1	NE OF	29 30

Ergebnisse verschiedener Autoren

Alter der Vp	Temperaturkontrollen	Muskel, aus dem abgeleitet wurde
		Flexor digit. brev.
18 - 65 Jahre	Warmes Zimmer, Decken; 5 - 10 min. Aufwärmung kalter Füße	Abductor hall.
2 - 77 Jahre	Intram. Temperaturbestimmung, anschließ. Korrektur d. Werte	Abductor dig. min.
18 - 65 Jahre	Keine Temp.kontrollen	Abductor dig. min.
10 - 35 Jahre	Raumtemp.: 26 - 30 °C;	Abductor hall. brev.
36 - 50 Jahre	Extremitätentemp. an Oberfl.:	
51 - 80 Jahre	33 - 36 °C; intram.: 34 - 37 °C; Aufwärmung kälterer Extrem.	Flexor digit. brev.
19 - 67 Jahre	Raumtemp.: 21 - 23 °C;	Abductor hall.
(9 Vp älter als 50)	intram. Temp.messung	
		Abductor dig. min.
20 - 50 Jahre	Raumtemp.: 26 - 30 °C; Temp.	Abductor hall. brev.
51 - 70 Jahre	in den Extremit.: 33 - 37 °C Temp.kontrollmessungen	Flexor hall. brev.
15 - 35 Jahre	Hauttemp.messungen, aber keine Temp.kontrollen	Abductor hall.
29 - 66 Jahre	Raumtemp.: 22 - 23 °C;	Abductor dig. min.
(Ø: 41,3 ± 13,4)	Decken gegen Auskühlung, Auf-	
(3 Vp älter als 50)	wärmung mit warmem Wasser	meist Flexor hall. brev.
	Möglichst konst. Raumtemp., Hauttemp. mind. 34 °C	Flexor hall. brev.
22 - 38 Jahre	Raumtemp.: konst. 24 - 25 °C	Flexor hall. brev.
eine Vp 54 Jahre		
(Ø: 27 ± 6,6)		

Vergleich der Ergebnisse für die distale und proximale Latenzzeit bei O- und N-Ableitung

Hier erhält man andere Ergebnisse als bei der Auswertung der NLG-Messungen. Die dist. Latenzzeit erwies sich nämlich in unserer Untersuchung als von der Methode der Ableitung abhängig.

Betrachten wir kurz unsere Meßwerte. Bei Verwendung von NE bestimmten wir einen Mittelwert von 5,7 msec und eine Standardabweichung von $\pm 0,91$ msec, die entsprechenden Werte bei O-Ableitung betrugen $5,4 \pm 0,99$ msec. Die Wertebereiche waren zwar beide Male in etwa gleich (4,0 bis 7,4 msec bei O- und 4,2 bis 7,4 msec bei N-Ableitung), dennoch zeigt Abb. 9, daß die einzelnen Ergebnisse bei Wahl von NE zur Ableitung deutlich zu größeren Werten verschoben sind. Die relativ meisten Meßwerte (= höchste Säule im Histogramm Abb. 9) liegen bei N-Ableitung zwischen 5,5 und 5,9 msec (8 Werte), bei Ableitung mit OF zwischen 4,5 und 4,9 msec (11 Werte). Nimmt man die zwei höchsten Säulen zusammen, so liegen 14 Latenzzeiten zwischen 5,0 und 5,9 msec (NE) bzw. 17 zwischen 4,5 und 5,4 msec (OF).

Nach diesen Ergebnissen sollte man für die Differenz der Meßwerte bei beiden Ableitmethoden $\Delta t_{\text{dist}} = t_{\text{dNE}} - t_{\text{dOF}}$ vor allem positive Werte erwarten, was auch in der Tat zutrifft. In 19 Fällen (= 63%) war der Meßwert der NE größer als bei O-Ableitung, nur 7 mal (= 23%) war er kleiner, 4 mal betrug die Differenz Null. In Abb. 10 erkennt man die Verschiebung zu positiven Werten graphisch. Zwischen 0 und + 1,0 msec liegen allein 60% der Differenzwerte. Das Mittel für Δt_{dist} ($\overline{\Delta t_{\text{dist}}}$) ist dementsprechend auch positiv: + 0,3 msec ($\pm 0,68$ msec Standardabweichung). Daß tatsächlich ein Unterschied zwischen beiden Arten der Ableitung vorhanden ist, wird bewiesen durch die statistische Auswertung. Wir verwendeten hier wieder den

WILCOXON-Test, wie schon beim Vergleich der NLG-Messungen, und wählten mit $\alpha = 0,05$ das geringste Maß für die Sicherheit der Aussage des Tests. Für diese Aussagesicherheit ergibt die N-Ableitung signifikant größere Ergebnisse als die O-Ableitung ($p < 0,05$).

Als nächstes wollen wir kurz die Meßwerte für die prox. Latenzzeit betrachten, und zwar stellt sich die Frage, ob der bereits bei der dist. Latenzzeit beobachtete Unterschied zwischen den beiden Ableitmethoden auch hier festzustellen ist.

Der Mittelwert ist bei Verwendung von NE tatsächlich geringfügig höher: 13,9 msec gegenüber 13,7 msec bei O-Ableitung. Die Standardabweichung liegt mit $\pm 1,78$ msec bzw. $\pm 1,50$ msec zwar in derselben Größenordnung, sie ist bei N-Ableitung aber etwas höher, was auf eine größere Streubreite schließen läßt. Betrachten wir nun die einzelnen Messungen bei Verwendung der NE, so fällt der Wert von 9,4 msec, den wir bei Versuchsperson 2 gemessen haben, deutlich heraus. Bei diesem Probanden hatten wir eine NLG von 120 m/sec errechnet, und die Ursache in einem Meßfehler vermutet. Da Fehler bei der Längenmessung ausscheiden, und auch die dist. Latenzzeit bei dieser Versuchsperson im Normbereich liegt, muß also diese prox. Latenzzeit für die fehlerhafte LG von 120 m/sec verantwortlich gemacht werden. Bei Vernachlässigung dieses Wertes bietet sich dementsprechend ein etwas anderes Bild. Der Mittelwert für die NE erhöht sich auf 14,1 msec (gegenüber 13,7 msec bei der OF), und die Streubreite der Werte ist jetzt bei beiden Ableitmethoden fast gleich, die Standardabweichungen betragen $\pm 1,59$ msec (NE) bzw. $\pm 1,50$ msec (OF). Es kann also ebenfalls ein im Schnitt größerer Wert für die Latenzzeit bei Ableitung mit NE vermutet werden, wie sich dies oben bei der dist. Latenz-

zeit schon ergeben hat.

Dem zu widersprechen scheint auf den ersten Blick allerdings der Wertebereich, der beide Male fast gleich ist. Er beträgt 10,8 bis 17,4 msec (NE ohne Wert 2) bzw. 10,8 bis 17,5 msec (OF). Die oberen und unteren Grenzen des Wertebereiches sind also praktisch gleich, die relativ meisten Latenzzeiten (= höchste Säule im Histogramm Abb.12) liegen bei beiden Ableitmethoden zwischen 13,1 und 14,0 msec: 11 Werte bei Verwendung von OF, 8 bei NE. Allerdings liegen bei letzteren noch 15 Meßwerte (= 50%) oberhalb dieses Bereiches, bei O-Ableitung nur 9 Werte (= 30%), sodaß graphisch durchaus eine leichte Verschiebung zu höheren Werten bei der NE resultiert. Dies bestätigt sich, wenn man $\Delta t_{\text{prox}} = t_{\text{pNE}} - t_{\text{pOF}}$ berechnet. 19 positiven Werten (= 63%) stehen nur 10 negative (=33%) und eine Nulldifferenz gegenüber; für das Mittel $\overline{\Delta t_{\text{prox}}}$ ergibt sich + 0,3 msec ($\pm 1,02$ msec) bei 30 und + 0,4 msec ($\pm 0,82$ msec) bei 29 Versuchspersonen (Wert 2 vernachlässigt!).

Dies alles erinnert an die Verhältnisse bei der dist. Latenzzeit. Daß diese allerdings nicht ohne weiteres auf die Ergebnisse für die prox. Latenzzeit übertragbar sind, zeigt eindeutig die Statistik. Für 30 Probanden ergibt sich im WILCOXON-Test nämlich kein Unterschied, die Nullhypothese ($t_{\text{pNE}} = t_{\text{pOF}}$) wird bestätigt. Vernachlässigt man jedoch das Wertepaar 2 und damit die sicherlich fehlerhafte Messung von 9,4 msec, so ist für $\alpha = 0,05$ ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Ableitarten feststellbar, und zwar ergibt die Ableitung mit NE etwas größere Werte ($p < 0,05$).

Aus diesem Ergebnis wird verständlich, warum kein Einfluß der Ableitmethode auf NLG-Messungen besteht. Es ergeben sich bei N-Ableitung zwar jeweils längere Latenzzeiten, die echten Leitzeiten, die man durch Subtraktion

von prox. und dist. Latenzzeit erhält und aus denen sich die NLG errechnet, unterscheiden sich aber keineswegs, da die Differenzen bei prox. und dist. Reizung betragsmäßig ungefähr gleich sind, was daran zu erkennen ist, daß die Statistik bei der dist. Latenzzeit (die viel kleinere Werte aufweist als die prox. Latenzzeit) deutlichere Unterschiede aufzeigt als bei der prox. Latenzzeit.

Wie kann man die größeren Ergebnisse bei N-Ableitung nun erklären? Vier Ursachen kommen in Betracht. Eine liegt in der Eigenschaft der NE, Muskelpotentiale nur aus einem kleinen begrenzten Muskelbereich um die Elektroden Spitze zu registrieren (GASSEL 1964, HOPF 1974, KAESER 1970, MAVOR & LIBMAN 1962, RODRIQUEZ & OESTER 1961, SIMPSON 1964, THOMAS et al 1959, YAP & HIROTA 1967). Das hat zwar einerseits den Vorteil geringerer Störeinflüsse aus der Umgebung (siehe unten), bringt andererseits aber die Gefahr mit sich, daß die Nadelspitze im Bereich mehrerer nur von langsamen Nervenfasern versorgten Muskelfasern liegt, und dementsprechend längere sowohl dist., als auch prox. Latenzzeiten gemessen werden. In diesem Fall ist auch ein Einfluß auf die NLG gegeben, da sie hier für langsamere Fasern gemessen wird. GASSEL (1964) leitete MAP mit drei konzentrischen NE gleichzeitig ab und fand als Durchschnitt der größten Differenzen zwischen den LG, die für die einzelnen Elektroden berechnet wurden, einen Wert von 3,5 m/sec (bis zu 10 m/sec) (entspricht nach HOPF 1974 "auffälligerweise ziemlich genau der Streubreite der LG unter den mot. Fasern"!).

Diese Fehlermöglichkeit besteht bei O-Ableitung nicht, da die OF jeweils die früheste Muskelantwort, die durch die schnellsten mot. α -Fasern hervorgerufen wird, erfaßt. Da in unseren Messungen aber keine Unterschiede zwischen den beiden Ableitmethoden gefunden wurden,

scheint diese Fehlerquelle nur relativ selten Bedeutung zu gewinnen.

Einen größeren Einfluß besitzt wohl die Lage der NE zur Endplattenzone. In diesem Fall setzt sich die gemessene Latenzzeit aus der "echten" Latenzzeit und der Leitung entlang der Muskelfasern bis zur Elektrode zusammen, die nach BUCHTHAL et al (1955) nur etwa 4 bis 6 m/sec beträgt. Dieser Fehler kürzt sich bei NLG-Bestimmungen zwar heraus, da er bei prox. und dist. Reizung betragsmäßig gleich erhalten ist, beeinflußt aber natürlich die Latenzzeitmessung im Sinne einer Verlängerung, und zwar nur bei N-Ableitung, da die OF - wie oben schon erwähnt - immer die früheste Muskelreaktion registriert. Diese von der Endplattenregion des untersuchten Muskels abweichende Lage der intramuskulären NE kann also recht gut zur Erklärung der verlängerten Latenzzeiten bei N-Ableitung herangezogen werden, obwohl MAVOR & LIBMAN (1962) dieser Ansicht widersprechen.

Eine weitere Beeinflussung erfahren Latenzzeitmessungen durch die Tatsache, daß die N-Ableitung in der Regel einen klarer definierten, steileren Beginn des MAP aufweist (HOPF 1974, KAESER 1970, SIMPSON 1964, YAP & HIROTA 1967), und die Latenzzeit daher eindeutiger zu bestimmen ist, im Gegensatz zur OF. Dies kann natürlich zu einer leichten Unterschätzung der Latenzzeit führen und damit für kleinere Werte bei O-Ableitung verantwortlich sein. Ein möglicher Einwand ist allerdings, daß man - der Wahrscheinlichkeit nach - etwa genauso oft verlängerte Latenzzeiten erwarten müßte, sodaß sich zwar eine leicht vergrößerte Streuung der Werte und damit der Standardabweichung ergeben würde, der Mittelwert aber unverändert bleiben müßte. Eine größere Bedeutung scheint diesem unklarerer take-off der OF deshalb nicht zuzukommen, obwohl die Standardabweichung bei O-Ableitung tatsächlich, wenn auch gering-

fällig, vergrößert ist ($\pm 0,99$ msec bei O-Ableitung gegenüber $\pm 0,91$ msec).

Einigkeit herrscht bei den Autoren die sich mit Vor- und Nachteilen der einzelnen Ableitmethoden beschäftigen (GASSEL 1964, HOPF 1963, KAESER 1970), darüber, daß die OF weit mehr störenden Einflüssen aus der Umgebung ausgesetzt sind als die NE. Letztere registrieren nur elektrische Aktivitäten in der engeren Umgebung der Nadelspitze und sind daher gegen volumengeleitete Potentiale aus anderen Muskeln und ebenso gegen Reizeinbrüche in die Ableitung besser abgeschirmt. GASSEL (1964) zeigte das sehr deutlich: er fand, daß die Amplitude volumengeleiteter Potentiale bei O-Ableitung höher war als bei Ableitung mit konzentrischen NE (die günstigsten Ergebnisse brachten bipolare NE). Auch das Verhältnis von direkter Muskelantwort zu fortgeleiteten Potentialen war bei Verwendung von OF zur Ableitung am ungünstigsten. Diese Störgrößen wirken sich aber immer im Sinne einer Verkürzung der Latenzzeit aus, sodaß sich solche Einflüsse zur Erklärung der Unterschiede bei intramuskulärer und O-Ableitung durchaus heranziehen lassen, obwohl wir immer bemüht waren, nur optimale Oszillogramme auszuwerten.

Hauptverantwortlich für die Latenzzeitdifferenzen bei den beiden Ableitmethoden scheint uns nach dem oben Gesagten die Lage der NE zur Endplattenzone zu sein, da es relativ schwierig ist, exakt die Mitte des Muskels zu treffen, wo in der Regel die Synapsen liegen (vor allem bei einem kleinen Muskel wie dem flexor hall. brev.), ferner die größere Störanfälligkeit der OF. Die anderen Einflüsse auf die Latenzzeitmessungen spielen im Ganzen gesehen wohl eine untergeordnete Rolle, obwohl sie im Einzelfall sicherlich größere Bedeutung erlangen können.

Vergleich unserer Ergebnisse für die distale und proximale Latenzzeit bei O- und N-Ableitung mit denen anderer Autoren (Tab. 8 und 9)

Auch für die dist. Latenzzeit des n. tibialis post. finden sich, wie für die LG, zahlreiche Vergleichswerte in der Literatur, die aber vorsichtig interpretiert werden müssen. Von Bedeutung ist zum einen nach dem im vorhergehend Gesagten, ob mit NE oder OF abgeleitet wurde, was - im Gegensatz zu NLG-Messungen - signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zur Folge hat. Weiterhin interessiert die Strecke, die der Reiz zurücklegen muß, um eine Muskelzuckung auszulösen. Diese hängt ab von der Größe der Versuchsperson, der genauen Lage des Reizpunktes hinter dem malleolus med., und dann natürlich auch von der Wahl des Muskels, aus dem abgeleitet wird. Der n. plantaris lat. (der eine Endast des n. tibialis post.) legt zum m. abductor dig. min. sicher einen längeren Weg zurück als der n. plantaris med. (der zweite Endast) zum m. abductor hall. Dementsprechend muß für den abductor dig. min. natürlich mit einer längeren Latenzzeit gerechnet werden. Und schließlich spielen auch noch Alters- und Temperatureinflüsse eine Rolle.

Unsere Messungen harmonisieren zwar recht gut mit denen der anderen Untersucher, trotzdem ist eine geringfügige Abweichung um etwa 10% zu geringeren Werten im Vergleich zu der Mehrzahl der Autoren festzustellen. MAYER (1963) fand bei seinen Probanden in der entsprechenden Altersgruppe eine dist. Latenzzeit von $5,9 \pm 1,3$ msec. Über fast den gleichen Wert berichtet KAESER (1970); er erhielt als Mittelwert 6,0 msec bei einem Wertebereich von 4,0 bis 7,5 msec, der erstaunlich gut mit unserem übereinstimmt. Beide Untersuchungen wurden mit OF durchgeführt und ergaben einen etwa 10% größeren Mittelwert als unsere Messungen mit der gleichen Art der Ableitung. KAESER (1970)

leitete allerdings aus dem abductor dig. min. ab, dessen Entfernung zum dist. Reizpunkt sich von derjenigen des flexor hall. brev. zum Reizpunkt etwas unterscheiden dürfte.

Über noch höhere Werte für die dist. Latenzzeit berichten GASSEL & TROJABORG (1964). Das von ihnen gemessene Mittel betrug 6,8 msec. Wenn man allerdings die gewählte Ableitmethode und die Altersverteilung in Betracht zieht, wird die etwas höhere Latenzzeit eher verständlich. Neun Personen (von 23) waren älter als 50 Jahre, und MAYER (1963) fand im Alter ein leichtes Ansteigen der dist. Latenzzeiten, ferner wählten die Autoren die N-Ableitung, die nach unseren Messungen signifikant längere Latenzzeitwerte ergibt.

Am besten stimmen unsere Werte wohl mit denen von YAP & HIROTA (1967) überein. Ihr Mittel war mit $6,3 \pm 1,1$ msec zwar etwas größer als der von uns gemessene Wert von $5,4 \pm 0,99$ msec, auch die Wertebereiche waren nicht identisch (5 bis 8 msec bei YAP & HIROTA, 4,0 bis 7,4 msec in unserer Untersuchung), doch waren unsere Probanden im Schnitt deutlich jünger ($27,0 \pm 6,6$ Jahre gegenüber $41,3 \pm 13,4$ Jahre), und die Entfernung Reizpunkt-Muskel war bei unseren Versuchspersonen mit $14,2 \pm 1,3$ cm um ungefähr 15% kürzer als die bei YAP & HIROTA (1967) ($16,5 \pm 2,5$ cm), die im Gegensatz zu uns aus dem abductor dig. min. ableiteten.

Interessant ist in diesem Zusammenhang, wo die obere Grenze der normalen Streuweite zu ziehen ist, die ja zur Abgrenzung gegenüber pathologisch verlängerten Latenzzeiten von großer Wichtigkeit ist. CARREL & DAVIDSON (1975) geben dafür Werte von 6,5 bis 6,7 msec für den abductor dig. min. und 6,0 bis 6,1 msec für den abductor hall. an. Allerdings müssen natürlich die mannigfaltigen Einflüsse auf die Latenzzeiten wie Alter, Ableitmethode und Distanz

Tabelle 8

Distale Latenzzeit des N.tibialis post.: Vergleich der Ergebnisse

Autoren	t_{dist} (msec)	$\pm$ SD	Streubreite (msec)	Abl- meth.	Abstand Reizp.-Musk	Zahl d. Vp
MAYER (1963)	$5,9 \pm 1,3$ $7,3 \pm 1,7$ $6,0 \pm 1,2$			OF OF OF		30 16 18
GASSEL & TROJABORG (1964)	$6,8 \pm 0,9$			NE	11 - 15 cm	23
KAESER (1965) (zit.nach KAESER (1970))	6,0		4,0 - 7,5	OF		120
MAVOR & ATCHESON (1966)	$5,0 \pm 0,7$		4,2 - 6,7	OF		12
YAP & HIROTA (1967)	$6,3 \pm 1,1$		5,0 - 8,0	OF	12 - 21 cm ($\varnothing$: $16,5 \pm 2,5$)	15
LÁHODA, ROSS & ISSEL (1973)			4,5 - 6,5	OF od. NE		
CARREL & DAVIDSON (1975)			6,5 - 6,7 6,0 - 6,1 (obere Grenze der Norm)	OF OF		
Eigene Messungen	$5,7 \pm 0,91$ $5,4 \pm 0,99$		4,2 - 7,4 4,0 - 7,4	NE OF	$14,2 \pm 1,3$ cm (11,5 - 17,5)	30 30

Tabelle 9

Proximale Latenzzeit des N.tibialis post.: Vergleich der Ergebnisse

Autoren	t_{prox} (msec)	$\pm$ SD	Streubreite (msec)	Abl- meth.	Abstand Reizp.-Musk	Zahl d. Vp
YAP & HIROTA (1967)	$15,7 \pm 2,2$		13,2 - 18,0	OF	50 - 67 cm $\varnothing$ ca. 57 cm	15
CARREL & DAVIDSON (1975)	12,0			OF		1
Eigene Messungen	$14,1 \pm 1,59$ $13,7 \pm 1,50$		10,8 - 17,4 10,8 - 17,5	NE OF	$56,4 \pm 3,7$ cm (49 - 64 cm)	29 30

verschiedener Autoren

Alter der Vp	Temperaturkontrollen	Muskel, aus dem abgeleitet wurde
10 - 35 Jahre	Raumtemp.: 26 - 30 °C;	Abductor hall. brev.
36 - 50 Jahre	Extremitätentemp. an Oberfl.:	
51 - 80 Jahre	33 - 36 °C; intram.: 34 - 37 °C; Aufwärmung kälterer Estrem.	
19 - 67 Jahre	Raumtemp.: 21 - 23 °C;	Abductor hall.
(9 Vp älter als 50)	intram. Temp.messung	
		Abductor dig. min.
15 - 35 Jahre	Hauttemp.messungen, aber keine Temp.kontrollen	Abductor hall.
29 - 66 Jahre	Raumtemp.: 22 - 23 °C;	Abductor dig. min.
(Ø: 41,3 ± 13,4)	Decken gegen Auskühlung, Auf-	
(3 Vp älter als 50)	wärmung mit warmem Wasser	
	Möglichst konst. Raumtemp.,	Flexor hall. brev.
	Hauttemp. mind. 34 °C	
		Abductor dig. min.
		Abductor hall.
22 - 38 Jahre	Raumtemp.: konst. 24 - 25 °C	Flexor hall. brev.
eine Vp 54 Jahre		
(Ø: 27 ± 6,6)		

verschiedener Autoren

Alter der Vp	Temperaturkontrollen	Muskel, aus dem abgeleitet wurde
29 - 66 Jahre	Raumtemp.: 22 - 23 °C;	Abductor dig. min.
(Ø: 41,3 ± 13,4)	Decken gegen Auskühlung, Auf-	
(3 Vp älter als 50)	wärmung mit warmem Wasser	
		Abductor hall.
22 - 38 Jahre	Raumtemp.: konst. 24 - 25 °C	Flexor hall. brev.
eine Vp 54 Jahre		
(Ø: 27 ± 6,6)		

Muskel-Reizpunkt immer beachtet werden, sodaß die Werte individuell modifiziert werden müssen und nicht als feststehend gelten können. Weiterhin spielt die verwendete Technik eine nicht unbedeutende Rolle. Für unser Labor liegen die Ergebnisse von CARREL & DAVIDSON (1975) sicherlich zu niedrig, erstrecken sich unsere Wertebereiche doch jeweils bis 7,4 msec. Unserer Meinung nach liegt die Grenze zum Pathologischen wohl in der Gegend von 8 msec - von den oben genannten Parametern natürlich abhängig, d.h., daß bei einer jungen sehr kleinen Versuchsperson der Wert von 8 msec durchaus schon pathologisch sein kann, während diese dist. Latenzzeit bei einem großen Probanden im Alter wohl als normal anzusehen ist. Subjektive Beschwerden und klinischer Befund werden aber in Zweifelsfällen zusammen mit eventuell wiederholter, besonders sorgfältig durchgeführter Messung fast immer klare Aussagen erlauben.

Äußerst selten in der Literatur zu finden sind Vergleichswerte für die prox. Latenzzeit, da diese keine direkte diagnostische Bedeutung hat. Daher soll nur kurz darauf eingegangen werden. Die einzige brauchbare Angabe stammt von YAP & HIROTA (1967) mit $15,7 \pm 2,2$ msec (13,2 bis 18,0 msec). Diese Werte liegen etwa 2 msec höher als die von uns gemessenen, obwohl die Entfernung prox. Reizpunkt-Muskel bei YAP & HIROTA (1967) mit durchschnittlich 57,4 cm nur unbedeutend länger ist als in unserer Untersuchung ($56,4 \pm 3,7$ cm).

Residuallatenzzeit: Vergleich unserer Ergebnisse bei N- und O-Ableitung mit denen anderer Untersucher (Tab. 10)

Unsere Messungen und auch die Statistik ergaben keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Ableitmethoden. Die Residuallatenz war mit $2,8 \pm 1,02$ msec bei N-Ableitung nur unwesentlich größer als bei O-Ableitung ($2,6 \pm 1,09$ msec).

Zwar zeigt das Histogramm (Abb. 15), daß die Werte bei Verwendung von OF im Schnitt etwas kleiner sind (zwischen 1,1 und 3,0 msec liegen zwei Drittel der Werte, während es bei der NE nur gut die Hälfte ist), außerdem ergeben sich für die Differenzen $\Delta t_{\text{res}} = t_{\text{rNE}} - t_{\text{rOF}}$ 20 positive (d.h. $t_{\text{rNE}} > t_{\text{rOF}}$) und nur 10 negative Werte, trotzdem beträgt das Mittel $\overline{\Delta t_{\text{res}}}$ nur + 0,26 msec, und die hohe Standardabweichung von $\pm 1,07$ msec läßt keine eindeutige Aussage zu, obwohl 14 Werte (fast die Hälfte) im Bereich zwischen 0 und + 1,0 msec liegen. Wie oben schon erwähnt konnte die statistische Auswertung (WILCOXON-Test) nicht einmal für $\alpha = 0,05$ einen signifikanten Unterschied zeigen, allenfalls besteht also eine leichte Tendenz zu größeren Werten bei Verwendung von NE.

Vergleichen wir unsere Ergebnisse mit denen von HODES et al (1948). Ihre Angaben reichen von ca. 1,4 bis 3,8 msec, sind aber recht vorsichtig zu beurteilen, da teilweise nur Einzelmessungen, keine Anzahl der Versuchspersonen und auch keine genauen Mittelwerte mit Standardabweichung angegeben sind. Trotzdem kann man durchaus feststellen, daß unsere Ergebnisse ungefähr mit denen von HODES und Mitarbeitern (1948) übereinstimmen.

Andere Vergleichswerte für den n. tibialis post. fanden wir in der Literatur nicht, allerdings gibt es einige Veröffentlichungen über Residuallatenzzeitmessungen am n. ulnaris und am n. medianus (KAPLAN 1976, MAVOR & LIBMAN 1962, NORRIS et al 1953). Übereinstimmend fanden diese Autoren eine signifikante Verlängerung der Residuallatenz bei Neuropathien. Trotzdem haben "residual-latency"-Bestimmungen, obschon bereits 1948 von HODES und Mitarbeitern eingeführt, für die Klinik praktisch keine Bedeutung erlangt, obwohl vor allem KAPLAN (1976) ihre Anwendungsmöglichkeit für die Diagnostik betont hat.

Unseren Ergebnissen nach zu urteilen, dürfte die Abgrenzung normaler und pathologischer Befunde, und damit die klinische Anwendung der Residuallatenzzeitmessungen, aufgrund der großen Streubreite aber schwierig sein, sodaß Bestimmungen der NLG und der dist. Latenzzeit unserer Meinung nach vorzuziehen sind und völlig ausreichen.

Tabelle 10

Residuallatenzzeit: Vergleich unserer Ergebnisse mit denen von HODES und Mitarbeitern (1948)

Autoren	$t_{res} \pm SD$ (msec)	Streubreite (msec)	Zahl d Vp	Abl- meth	Ableitung aus dem
HODES et al (1948)		ca 1,4 - 3,8	mehrere	OF	Flexor digit. brev.
Eigene	$2,8 \pm 1,02$	0,9 - 4,7	30	NE	Flexor hall.
Messungen	$2,6 \pm 1,09$	1,0 - 5,1	30	OF	brev.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Unter den Bedingungen der klinischen Routinemyo-graphie bestimmten wir die mot. NLG des n. tibialis post., ferner die prox. und dist. Latenzzeit und die Residuallatenz. Untersucht wurden 30 gesunde Versuchspersonen; die MAP leiteten wir sowohl mit OF als auch mit NE ab. Dabei ergab sich:

1. Die Art der Ableitung des MAP hat keinen Einfluß auf die NLG. Bei Verwendung von OF ergab sich mit $52,2 \pm 9,2$ m/sec fast der gleiche Mittelwert wie mit NE ($51,1 \pm 9,2$ m/sec). Auch die Wertebereiche waren nahezu identisch; die Grenze zu pathologisch verlangsamten Werten liegt bei etwa 40 m/sec.
2. Für die Differenz $\Delta NLG = NLG_{NE} - NLG_{OF}$ ergaben sich genauso oft positive wie negative Werte. In der Mehrzahl der Fälle unterschieden sich mit O- und N-Ableitung gemessene NLG um weniger als 10%.
3. Bei der von uns verwendeten Technik ergab sich für die NLG ein Mittelwert, der etwa 15 - 20% über dem Ergebnis der meisten anderen Untersucher lag. Außerdem war unsere Streubreite im Vergleich zu anderen Veröffentlichungen vergrößert, zurückzuführen auf den ausgesprochenen Routinecharakter unserer Untersuchung.
4. Sowohl für die dist. als auch für die prox. Latenzzeit erhielten wir bei N-Ableitung signifikant größere Werte als bei O-Ableitung ($p < 0,05$).
5. Die Differenz der mit NE und OF gemessenen Werte war meist positiv; das Mittel betrug 0,3 msec für die dist. bzw. 0,4 msec für die prox. Latenzzeit.
6. Andere Autoren fanden im Schnitt 10% größere Werte für dist. und prox. Latenzzeit.
7. Für die Residuallatenzzeit ergab sich kein Unterschied

zwischen beiden Ableitmethoden. Unsere Ergebnisse streuten allerdings sehr weit, sodaß der klinische Wert von Residuallatenzzeitmessungen fraglich ist.

LITERATUR

1. ANGEL, R.W., W. ALSTON: Spindle afferent conduction velocity. *Neurology* (Minneap.) 14 (1964), 674-676
2. ARRIGO, A., V. COSI, F. SAVOLDI: The conduction velocity of the human sciatic nerve. *Electroenceph. clin. Neurophysiol. Suppl.* 22 (1962), 23-25
3. BERGMANS, J.: On variability of conduction velocity measurements on repeated examinations. *Electromyography* 11 (1971), 143-148
4. BETTS, R.P., D.M. JOHNSTON, B.H. BROWN: Nerve fibre velocity and refractory period distributions in nerve trunks. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 39 (1976) 694-700
5. BUCHTHAL, F., Ch. GULD, P. ROSENFALCK: Propagation velocity in electrically activated muscle fibres in man. *Acta physiol. scand.* 34 (1955) a, 75.
Zit. nach KAESER 1970
6. CARREL, J.M., D.M. DAVIDSON: Nerve compression syndromes of the foot and ankle: a comprehensive review of symptoms, etiology and diagnosis utilizing nerve conduction testing. *J. Am. Pod. Ass.* 65 (1975), 322-341
7. CORBAT, F.: Über Messungen der Leitgeschwindigkeit am peripheren Nerven und deren Verwertung in der Klinik. *Dtsch. Z. Nervenheilk.* 182 (1961), 652-657
8. DAWSON, G.D.: The relative excitability and conduction velocity of sensory and motor nerve fibres in man. *J. Physiol. (Lond.)* 131 (1956), 436-451
9. DAWSON, G.D., J.W. SCOTT: The recording of nerve action potentials through skin in man. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 12 (1949), 259-267

- 10.EDEL,H.: Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie. Steinkopff, Dresden 1973
- 11.EICHLER,W.: Über die Ableitung der Aktionspotentiale vom menschlichen Nerven in situ. Z. Biol. 98 (1937), 182
- 12.ESSLEN,E.,R.MAGUN: Elektromyographie, Grundlagen und klinische Anwendung. Fortschr. Neurol. Psychiat. 26 (1958), 153
- 13.GASSEL,M.M.: Sources of error in motor nerve conduction studies. Neurology (Minneap.) 14 (1964), 825-835
- 14.GASSEL,M.M.,W.TROJABORG: Clinical and electrophysiological study of the pattern of conduction times in the distribution of the sciatic nerve. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 27 (1964), 351-357
- 15.GILLIATT,R.W.: Nerve conduction: motor and sensory. In: Electrodiagnosis and electromyography, Ed. Sidney Licht, E. Licht Publ., New Haven 1961
- 16.GREGERSEN,G.: Diabetic neuropathy: influence of age, sex, metabolic control, and duration of diabetes on motor conduction velocity. Neurology (Minneap.) 17 (1967), 972-980
- 17.HALAR,E.M.,B.VENKATESH: Nerve conduction velocity measurements: improved accuracy using superimposed response waves. Arch. Phys. Med. Rehabil. 57 (1976), 451-457
- 18.HENRIKSEN,J.D.: Conduction of motor nerves in normal subjects and in patients with neuromuscular disorders. Thesis, Graduate School, Univ. of Minnesota 1956
Zit. nach HOPF 1974

- 19.HODES,R.,J.GRIBETZ,J.A.MOSKOWITZ,J.H.WAGMAN: Low threshold associated with slow conduction velocity. Arch. Neurol. (Chic.) 12 (1965), 510-526
- 20.HODES,R.,M.G.LARRABEE,W.GERMAN: The human electromyogram in response to nerve stimulation and the conduction velocity of motor axons. Arch. Neurol. (Chic.) 60 (1948), 340-365
- 21.HONET,J.C.,R.H.JEBSEN,E.B.PERRIN: Variability of nerve conduction velocity determinations in normal persons. Arch. Phys. Med. Rehabil. 49 (1968), 650-654
- 22.HOPF,H.C.: Das Elektromyogramm bei Nervenreizung (Elektro-neurogramm, ENG). Fortschr. Neurol. Psychiat. 31 (1963), 585-615
- 23.HOPF,H.C.: Impulsleitung im peripheren Nerven. In: HOPF,H.C.,A.STRUPPLER (Hrsg.): Elektromyographie: Lehrbuch und Atlas. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1974
- 24.JOHNSON,E.W.,K.J.OLSEN: Clinical value of motor nerve conduction velocity determinations. J. Am. med. Ass. 172 (1960), 2030-2035
- 25.KAESER,H.E.: Unveröffentlichte Ergebnisse 1965.
Zit. nach KAESER 1970
- 26.KAESER,H.E.: Nerve conduction velocity measurements. In: VINKEN,P.J.,G.W.BRUYN (Ed.): Handbook of clinical neurology. North Holland Publishing Company, Amsterdam 1970, vol. 7, 116-196
- 27.KAPLAN,P.E.: Sensory and motor residual latency measurements in healthy patients and patients with neuropathy - Part 1. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 39 (1976), 338-340

- 28.KIMURA,J.: Collision technique: physiologic block of nerve impulses in studies of motor nerve conduction velocity. Neurology (Minneap.) 26 (1976), 680-682
- 29.KLUG,N.: Funktionsdiagnostik bei Verletzungen peripherer Nerven mittels Elektromyographie und Elektroneurographie. Unfallheilkunde 79 (1976), 435-438
- 30.KUFFLER,S.W.: Physiology of neuromuscular junctions, electrical aspects. Fed. proc. 7 (1948), 437
- 31.KYRAL,V.: Unveröffentlichte Ergebnisse 1964.
Zit. nach SKORPIL 1965
- 32.LÁHODA,F.,A.ROSS,W.ISSEL: EMG-Fibel: Ein Leitfaden für die praktische Elektromyographie und Elektroneurographie. Barth, Frankfurt 1973
- 33.MAGLADERY,J.W.,D.B.McDOUGAL: Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man I. Bull. J. Hopk. Hosp. 86 (1950), 265-290
- 34.MAVOR,H.,J.B.ATCHESON: Posterior tibial nerve conduction. Arch. Neurol. (Chic.) 14 (1966), 661-669
- 35.MAVOR,H.,I.LIBMAN: Motor nerve conduction velocity measurement as a diagnostic tool. Neurology (Minneap.) 12 (1962), 733-744
- 36.MAWDSLEY,C.,R.F.MAYER: Nerve conduction in alcoholic polyneuropathy. Brain 88 (1965), 335-356
- 37.MAYER,R.F.: Nerve conduction studies in man. Neurology (Minneap.) 13 (1963), 1021-1030
- 38.MAYNARD,F.M.,W.C.STOLOV: Experimental error in determination of nerve conduction velocity. Arch. Phys. Med. Rehabil. 53 (1972), 362-372

39. NORRIS, A.H., N.W. SHOCK, I.H. WAGMAN: Age changes in the maximum conduction velocity of motor fibers of human ulnar nerves. *J. appl. Physiol.* 5 (1953), 589-593
40. PIPER, H.: *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. Julius Springer, Berlin 1912
Zit. nach HODES 1948
41. RODRIQUEZ, A.A., Y.T. OESTER: Fundamentals of electromyography. In: *Electrodiagnosis and electromyography*, Ed. Sidney Licht, E. Licht Publ., New Haven 1961
42. ROGOFF, J.B., S. REINER: Electrodiagnostic apparatus. In: *Electrodiagnosis and electromyography*, Ed. Sidney Licht, E. Licht Publ., New Haven 1961
43. SCHULTE, F.J.: Nervenleitgeschwindigkeit im Kindesalter. In: HOPF, H.C., A. STRUPPLER (Hrsg.): *Elektromyographie: Lehrbuch und Atlas*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1974
44. SIMPSON, J.A.: Fact and fallacy in measurement of conduction velocity in motor nerves. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 27 (1964), 381-385
45. SKILLMAN, T.G., E.W. JOHNSON, G.J. HAMWI, H.J. DRISKILL: Motor nerve conduction velocity in diabetes mellitus. *Diabetes* 10 (1961), 46-51
46. SKORPIL, V.: Conduction velocity of human nerve structures. *Rozpr. Ceskosl. akad. ved.* 75 (1965)
47. THOMAS, P.K., T.A. SEARS, R.W. GILLIATT: The range of conduction velocity in normal motor nerve fibres to the small muscles of the hand and foot. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 22 (1959), 175-181
48. TROJABORG, W.: Motor nerve conduction velocities in normal subjects with particular reference to the conduction in proximal and distal segments of median and ulnar nerve. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 17 (1964), 314-321

49. WAGMAN, I. H., H. J. LESSE: Maximum conduction velocities of motor fibers of ulnar nerve in human subjects of various ages and sizes. *J. Neurophysiol.* 15 (1952), 235-244
50. WYRICK, W., A. DUNCAN: Within-day trends of motor latency and nerve conduction velocity in males and females. *Am. J. Phys. Med.* 49 (1970), 307-315
51. YAP, C.-B., T. HIROTA: Sciatic nerve motor conduction velocity study. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 30 (1967), 233-239

Bei Herrn Prof. Dr. Schrader möchte ich mich für die Überlassung des Themas bedanken. Für die geduldige Beratung in allen technischen und fachlichen Fragen gebührt Herrn OA Dr. Ross mein besonderer Dank.

Ebenfalls danken möchte ich allen Kollegen und Freunden, die sich als Versuchspersonen zur Verfügung gestellt haben.

Für ihre Hilfe bei der schriftlichen Anfertigung der Arbeit bedanke ich mich bei Frau S. Druck und Herrn F. Miklis.

LEBENS LAUF

Am 12. Januar 1953 wurde ich in Frankenhofen, Landkreis Ostallgäu, geboren. Seit meinem zweiten Lebensjahr wohnen meine Eltern und ich in Kaufbeuren. Mein Vater, Herbert Pilz, ist als Verwaltungsangestellter bei der Stadtverwaltung Kaufbeuren beschäftigt, meine Mutter, Anni Pilz, geb. Zech, arbeitet in einem Schmuckwarenbetrieb in Kaufbeuren-Neugablonz.

Vom September 1959 bis Juli 1964 besuchte ich fünf Klassen der Volksschule in Neugablonz, danach wechselte ich in das Staatliche Gymnasium in Kaufbeuren, wo ich im Juni 1973 im mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig das Abitur machte.

Im November desselben Jahres begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München, wo ich im Herbst 1974 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und im Frühjahr 1976 die zahnärztliche Vorprüfung ablegte. Im Februar 1979 schloß ich das Studium mit dem Staatsexamen erfolgreich ab.

Gegenwärtig leiste ich meinen Wehrdienst als Zahnarzt bei der Heeresfliegerwaffenschule in Bückeburg ab.

